



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A  
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND  
BIOMECHANICS

# ANALÝZA NÁHRADNÍCH ZDROJOVÝCH HLASŮ PO LARYNGEKTOMII (PO ODSTRANĚNÍ HLASIVEK)

ANALYSIS OF COMPENSATORY SOURCE VOICES AFTER LARYNGECTOMY

DIPLOMOVÁ PRÁCE  
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

TEREZA GILÁNIOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

doc. Ing. VOJTĚCH MIŠUN, CSc.

BRNO 2009

## **ABSTRAKT**

Práce se zabývá možnostmi rehabilitace hlasu pacientů po provedené totální laryngektomii (odstranění hrtanu). Náhradní hlas může být znělý nebo neznělý (šepot). Byla provedena akustická analýza konkrétních náhradních zdrojových hlasů s cílem objektivně posoudit jejich kvalitu. Dále byl řešen problém numerické simulace vzniku zdrojového hlasu (šumu) při výtoku z trysky a jeho formování vokálním traktem (pro samohlásku „a“) s cílem vyhodnotit jak samotný zdrojový hlas, tak i spektrum výsledné samohlásky použitého modelu vokálníhoho. Řešení tohoto problému bylo provedeno s využitím metody konečných prvků.

## **ABSTRACT**

This diploma thesis deals with possibilities of voice rehabilitation patients after total laryngectomy. Compensatory voice can be voiced or unvoiced (whisper). An acoustic analysis for particular compensatory voices was carried out with purpose to objectively asses their quality. Furthermore the problem of numerical simulation of source voice (whisper) generation during the outflow from a jet and its forming by vocal tract. The aim was to asses pure source voice as well as the final spektrum of the vowel. Solution of the problem was carried out by using finite element method.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

laryngektomie, rehabilitace hlasu, náhradní zdrojový hlas, umělé hlasivky, hlasová protéza, akustická analýza, kvalita hlasu, spektrum, formanty, šum, turbulentní proudění, CAA, CFD, Ansys Flotran, metoda konečných prvků (MKP)

## **KEYWORDS**

laryngectomy, voice rehabilitation, compensatory source voice, artificial vocal chords, voice prosthesis, acoustic analysis, voice quality, spectrum, formants, signal noise, turbulent flow, computational aeroacoustic CAA, computational fluid dynamics CFD, Ansys, Flotran, finite element method (FEM)

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

GILÁNIOVÁ, T. *Analýza náhradních zdrojových hlasů po laryngektomii (po odstranění hlasivek)*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009, 92 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Vojtěch Mišun, CSc.

## **ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně, na základě uvedené použité literatury pod vedením vedoucího diplomové práce.

V Brně 27. května 2009

.....

Tereza Gilániová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji především svému manželovi Michalovi za velkou morální podporu, sdílený optimismus a v neposlední řadě za obětování svého času pro zajištění dostatku času pro mne, bez čehož by tato práce nevznikla. Děkuji také svým dětem Martínkovi a Honzíčkovi za pochopení situace a nečekanou shovívavost. Poděkování patří také mým rodičům, kteří mi byli vždy oporou, a jsem jim za to vděčná. Za cenné rady děkuji svému bratru Ing. Lukášovi Soukupovi, kolegům Ing. Petru Marciánovi, Ing. Liboru Borákovi a Ing. Michalovi Matugovi.

Ráda bych také poděkovala mému vedoucímu diplomové práce panu Doc. Ing. Vojtěchu Mišunovi, CSc. za možnost pracovat na zajímavém tématu a za poskytnuté rady a materiály potřebné ke zhotovení této práce.

# OBSAH

<b>1.</b>	<b>Úvod.....</b>	<b>11</b>
<b>2.</b>	<b>Formulace problému a cíle řešení .....</b>	<b>13</b>
<b>3.</b>	<b>Anatomie související s tvorbou hlasu .....</b>	<b>14</b>
3.1.	<i>Dýchací ústrojí.....</i>	14
3.1.1.	Hlasový akustický systém .....	14
3.2.	<i>Hrtan.....</i>	15
3.3.	<i>Hlasivky.....</i>	16
<b>4.</b>	<b>Tvorba hlasu .....</b>	<b>17</b>
4.1.	<i>Složené vlny, spektrum zvuku .....</i>	17
4.2.	<i>Zdrojový hlas .....</i>	20
4.2.1.	Charakteristiky zdrojového hlasu: .....	21
4.3.	<i>Vokální trakt .....</i>	21
4.4.	<i>Teorie zdroj – filtr .....</i>	22
4.4.1.	Formování frekvenčního spektra, Formanty .....	23
4.5.	<i>Myo – elasto aerodynamická teorie fonace .....</i>	24
4.6.	<i>Princip bublin tlakového vzduchu .....</i>	25
<b>5.</b>	<b>Totální laryngektomie, Tracheostomie.....</b>	<b>27</b>
5.1.	<i>Závažnější důsledky totální laryngektomie pro pacienta.....</i>	28
<b>6.</b>	<b>Rehabilitace hlasu. Náhradní zdrojové hlasy .....</b>	<b>30</b>
6.1.	<i>Jícnový hlas .....</i>	30
6.2.	<i>Tracheo–ezofageální hlas (TE hlas) .....</i>	31
6.2.1.	Jednocestné (hlasové) ventily .....	32
6.3.	<i>Hlas elektronického hrtanu (elektrolarynxu) .....</i>	34
6.4.	<i>Hlas produkující element (HPE) – hlasová protéza.....</i>	35
6.4.1.	Hlasová protéza z Groningenu.....	36
6.4.2.	Náhradní hlasivky VUT Brno.....	38

<b>7.</b>	<b>Akustická analýza náhradních zdrojových hlasů .....</b>	<b>41</b>
7.1.	<i>Analýza problému objektivního posuzování kvality hlasu .....</i>	41
7.2.	<i>Podstatné veličiny akustické analýzy hlasu .....</i>	42
7.3.	<i>Realizace akustické analýzy.....</i>	44
7.4.	<i>Prezentace výsledků akustické analýzy .....</i>	44
7.4.1.	Jícnový hlas .....	47
7.4.2.	Elektronický hrtan .....	48
7.4.3.	Umělá hlasivka VUT Brno.....	49
7.4.4.	Zdrojový hlas tvořený zdravými lidskými hlasivkami .....	51
7.4.5.	Hlasivka pro šepot - tryska o průměru 2,5 mm.....	52
7.4.6.	Vyhodnocení objektivních parametrů kvality hlasu.....	53
7.5.	<i>Analýza výsledků akustické analýzy.....</i>	54
7.5.1.	Jícnový hlas .....	54
7.5.2.	Elektronický hrtan .....	55
7.5.3.	Zdrojové hlasy .....	55
<b>8.</b>	<b>numerická simulace vzniku a propagace aerodynamického hluku .....</b>	<b>57</b>
8.1.	<i>Analýza problému.....</i>	57
8.1.1.	Přístupy k řešení problémů CAA .....	58
8.2.	<i>Volba metody řešení problému a softwaru .....</i>	59
<b>9.</b>	<b>Hybridní přístup k řešení problému .....</b>	<b>60</b>
9.1.	<i>Model geometrie.....</i>	60
9.2.	<i>CFD výpočet (1. část problému) .....</i>	62
9.2.1.	Model materiálu.....	62
9.2.2.	Model vazeb a zatížení.....	62
9.2.3.	Diskretizace modelu.....	63
9.2.4.	Realizace výpočtu .....	65
9.2.5.	Prezentace výsledku 1. části problému.....	66
9.3.	<i>Akustická propagace (2.část problému) .....</i>	69
9.3.1.	Tvorba modelu.....	69
9.3.2.	Realizace výpočtu .....	71
9.3.3.	Prezentace výsledků 2. části problému.....	72

<b>10.</b>	<b>Akustické buzení vokálního traktu .....</b>	<b>74</b>
10.1.	<i>Prezentace a analýza výsledků.....</i>	75
<b>11.</b>	<b>Experiment .....</b>	<b>77</b>
11.1.	<i>Prezentace a analýza výsledků.....</i>	78
<b>12.</b>	<b>Přímá metoda řešení problému .....</b>	<b>82</b>
12.1.	<i>Model geometrie.....</i>	82
12.2.	<i>Model materiálu .....</i>	83
12.3.	<i>Diskretizace modelu.....</i>	83
12.3.1.	<i>Tvorba sítě.....</i>	83
12.4.	<i>Model vazeb a zatížení .....</i>	83
12.5.	<i>Nastavení parametrů výpočtu .....</i>	84
12.6.	<i>Prezentace a analýza výsledků.....</i>	85
12.6.1.	<i>Obrázky proudění .....</i>	85
12.6.2.	<i>Výsledné signály a jejich spektra.....</i>	88
	<b>Závěr.....</b>	<b>91</b>
	<b>Seznam zkratek .....</b>	<b>93</b>
	<b>Použité zdroje.....</b>	<b>94</b>



## 1. ÚVOD

Totální laryngektomie (chirurgické odstranění hrtanu) je mnohdy jediným možným radikálním terapeutickým postupem v léčení pacientů s nádory hrtanu. Na celém světě žije několik set tisíc osob s odstraněným hrtanem, kteří tímto zákrokem ztratili možnost tvorby vlastního hlasu. Jedná se vždy o velice závažný zásah do života pacienta, ve svém důsledku často způsobující trvalou invaliditu. Ztráta hlasu a s tím spojená ztráta možnosti komunikace ve společnosti bývá pacientem snášena velmi špatně. Negativní důsledky se projevují jak z psychologického, sociálního, tak i ekonomického hlediska. Z těchto a dalších důvodů je snahou chirurgů, foniatrů a dalších odborníků postiženým pacientům po laryngektomii zmírnit její dopady hledáním možností hlas vhodným způsobem nahradit. [1]

První část práce se zabývá analýzou náhradních zdrojových hlasů, tj. hlasů, které jsou vytvářeny jiným způsobem než lidskými hlasivkami. První kapitoly práce popisují anatomii související s tvorbou hlasu, teorii tvorby hlasu a formování hlasového spektra. Dále je popsána totální laryngektomie a tracheostomie s jejími důsledky a podrobně popsány jednotlivé možnosti tvorby náhradního zdrojového hlasu včetně umělých hlasivek vyvíjených na FSI VUT Brno. Kapitola 7. se věnuje akustické analýze jícnového hlasu a hlasu s použitím elektronického hrtanu pacientem a rovněž analýze zdrojového hlasu dvou typů umělých hlasivek.

V současnosti jsou nejvíce využívány tři základní mechanismy tvorby náhradního hlasu. První možností je použití jícnového hlasu, který spočívá v pacientově nácviku naplnění jícnu vzduchem, a jeho postupným uvolňováním skrz jícnový svěrač (říhání). Druhou možností je chirurgické vytvoření drobné píštělky mezi průdušnicí a jícnem a implantace tzv. hlasové protézy tvořené jednocestným ventilem umožňujícím při uzavěru tracheostomatu tvorbu hlasu rozkmitáním stěn horní části jícnu – tzv. tracheo-ezofageální (TE) řeč. Třetí možností je využití elektrického generátoru zvuku, tzv. elektrolaryngu, přikládaného při artikulaci na podčelistní krajinu a generujícího zvuk, který je však monotónní a neosobní. [6]

Dosud se vhodný náhradní zdroj akustického signálu nepodařilo navrhnout a zkonstruovat tak, aby produkoval dostatečně silný akustický signál s požadovanou základní frekvencí a vyššími harmonickými složkami vibrací, ale zároveň aby se vešel do rozměrů maximálně zhruba  $5 \times 5$  mm a byl schopen dlouhodobě odolávat agresivnímu prostředí na rozhraní dýchacích a trávicích cest. [5].

Ukazuje se jako velmi užitečné vytváření matematických modelů, které by umožňovaly podchytit základní vlastnosti reálných hlasivek a zkoumat jednotlivé parametry důležité pro vznik lidského hlasu. Pokud by se podařilo sestavit model, který by kvalitativně a alespoň trochu kvantitativně odpovídal chování skutečných hlasivek, prospělo by to základnímu výzkumu mechanismu vzniku lidského hlasu, ale také otevřelo cestu k vývoji hlasivkových protéz.

Hlasivka generuje zdrojový hlas při mluvení nahlas i při šepotu. Při mluvení nahlas hlasivky vibrují a procházející bubliny tlakového vzduchu po expanzi generují periodický průběh supraglotického (nadhlasivkového) tlaku. Tento periodický průběh tlaku je tvořen základní harmonickou (člověk si ji vědomě volí) a několika vyššími harmonickými složkami, jež jsou nutné pro buzení formantů samohlásek. Při šepotu hlasivky nevibrují, ale při proudění vzduchu kolem hran trvale pootevřených hlasivek se generuje šum se spojitým spektrem, takže jsou rovněž buzeny formanty samohlásek. [1]

Na ÚMTMB FSI VUT Brno jsou vyvíjeny dva základní typy náhradních hlasivek pro generování zdrojových hlasů pro pacienty s odstraněnými hlasivkami. Především jde o několik druhů konstrukčně odlišných umělých hlasivek pro znělý hlas, které, ačkoliv splňují požadavky na kvalitu produkovaného hlasu, nemohou být prozatím z rozměrových a materiálových důvodů pacienty využívány. Výpočtové modelování interakce hlasivek se vzduchem při tvorbě znělého hlasu pomocí MKP je poměrně složité a časově náročné. S ohledem na tyto skutečnosti bude provedena pouze experimentální analýza umělých hlasivek pro tvorbu znělého hlasu, definovaných a vyrobených na ÚMTMB

Druhá část předkládané práce bude zaměřena na výpočtové modelování funkce druhého typu náhradní hlasivky - hlasivky pro šepot. Umělá hlasivka pro šepot je tvořena tryskou s přesně definovaným zakončením. Hlasivka má v důsledku aerodynamických dějů generovat zdrojový hlas ve tvaru šumu se spojitým spektrem, které je formováno v závislosti na použitém vokálním traktu.

## 2. FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ

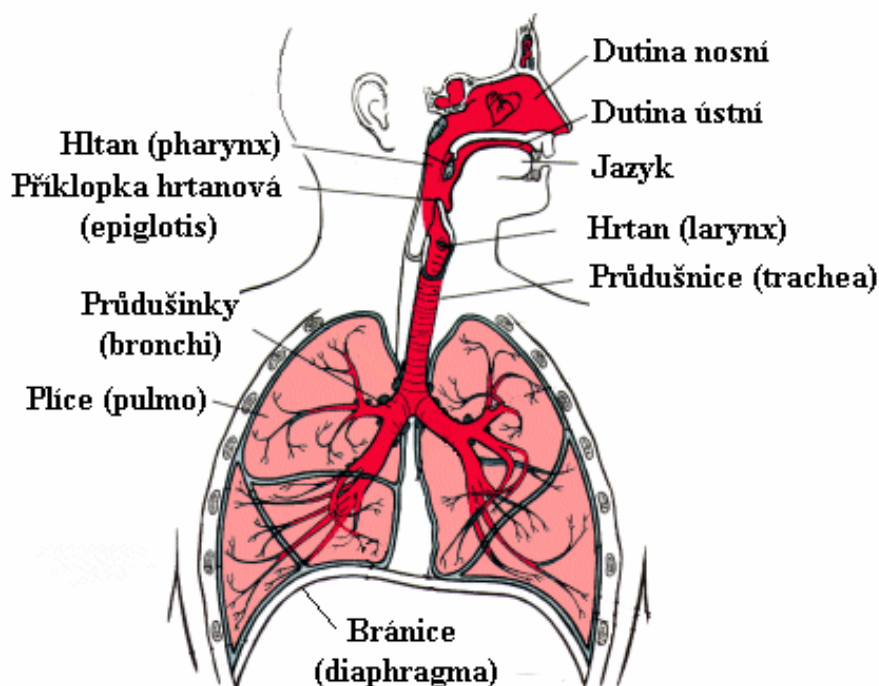
V předkládané práci se řeší dva problémy:

- 1) **problém objektivního posuzování kvality hlasu** s cílem vyhodnotit kvalitu dostupných zdrojových hlasů.
- 2) **problém numerické simulace vzniku zdrojového hlasu (šumu) při výtoku z trysky a jeho formování vokálním traktem** s cílem vyhodnotit jak samotný zdrojový hlas, tak i spektrum výsledné samohlásky použitého modelu vokálního traktu (pro samohlásku A)

### 3. ANATOMIE SOUVISEJÍCÍ S TVORBOU HLASU

#### 3.1. Dýchací ústrojí

Proud vzduchu potřebný pro vznik řeči vzniká v důsledku rozdílu tlaku v plicích a okolnímu atmosférickému tlaku. Stažením bránice (viz obr. 3.1.) se zmenší objem plic, přičemž se zvýší tlak. Vzduch proudí z místa o vyšším tlaku vzduchu do místa nižšího tlaku vzduchu, což v tomto případě znamená, že vzduch proudí z plic přes průdušnici do hrtanu.



Obr. 3.1. Dýchací ústrojí ([www.poho/anatomy.cz](http://www.poho/anatomy.cz))

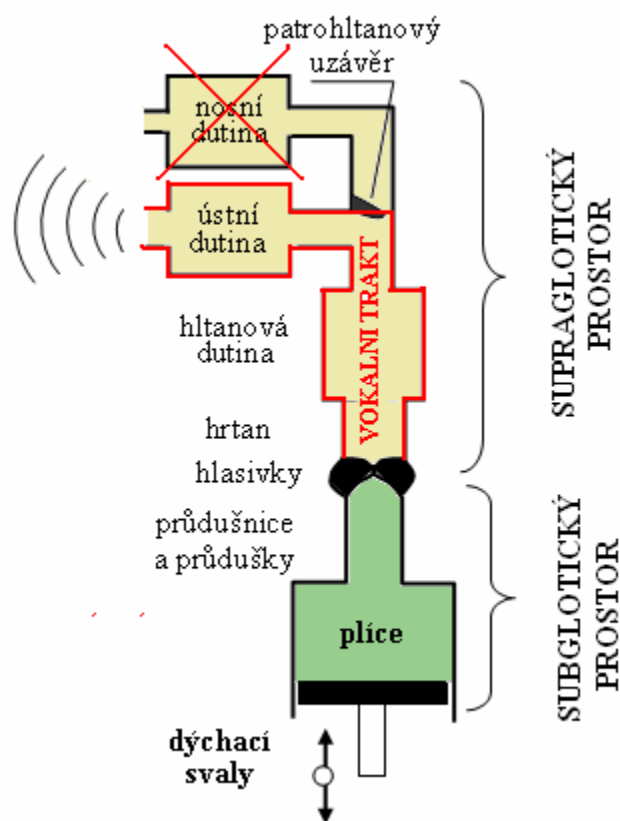
V hrtanu jsou umístěny hlasivky, skrz které proudí vzduch z plic, čímž je rozkmitává a vytváří periodické změny tlaku vzduchu – akustický signál. Tento akustický signál se pak šíří z hrtanu přes hltan do ústní dutiny, případně přes patrohltanový uzávěr do nosní dutiny, a ven do prostoru.

##### 3.1.1. Hlasový akustický systém

V souvislosti s vytvářením hlasu hovoříme o dýchacím ústrojí jako o hlasovém akustickém systému (obr.3.2.). Což znamená, že dýchací ústrojí je popsáno podstatnými veličinami a vztahy mezi nimi z hlediska řešeného problému, tj. tvorby řeči.

Protože se tato práce zabývá tvorbou samohlásek, při níž se nosní dutina téměř nevyužívá, nebude do tohoto systému začleněna.

Nejdůležitějším rezonančním prostorem hlasového akustického systému je část supraglotického prostoru zvaná vokální trakt, jenž se v největší míře podílí na artikulaci. Mezi podstatné veličiny v našem případě patří tlak v plicích vyvolaný prací dýchacích svalů, délka a průřez subglotického prostoru, dále veličiny popisující geometrii, materiál a mechanické vlastnosti hlasivek, mezera mezi hlasivkami (tzv. glotis) a nakonec délka a geometrie vokálního traktu.

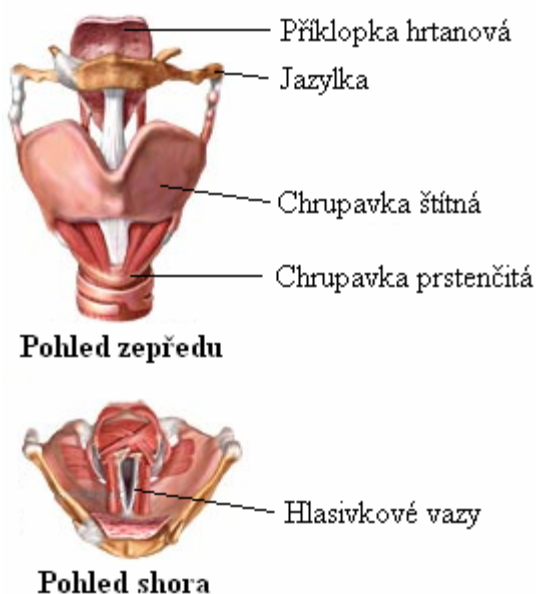


Obr. 3.2. Schéma akustického systému dle Flanagana (1965) [1]

### 3.2.Hrtan

Primární funkcí hrtanu (obr. 3.3) je ochrana dýchacího ústrojí před vnikáním potravy, druhořadou funkcí je generování zdrojového hlasu.

Hrtan má svalově-chrupavčitou strukturu. Je tvořen třemi hrtanovými chrupavkami: největší z nich je štítná, která tvoří nápadnou vyvýšeninu zepředu na krku (tzv. Adamovo jablko), pod ní je prstencová chrupavka, ke které jsou na zadním obvodu připojeny párové hlasivkové chrupavky. Chrupavky hrtanu jsou spojeny klouby umožňujícími jejich vzájemný pohyb, který realizují hrtanové svaly. Tyto svaly mění polohu

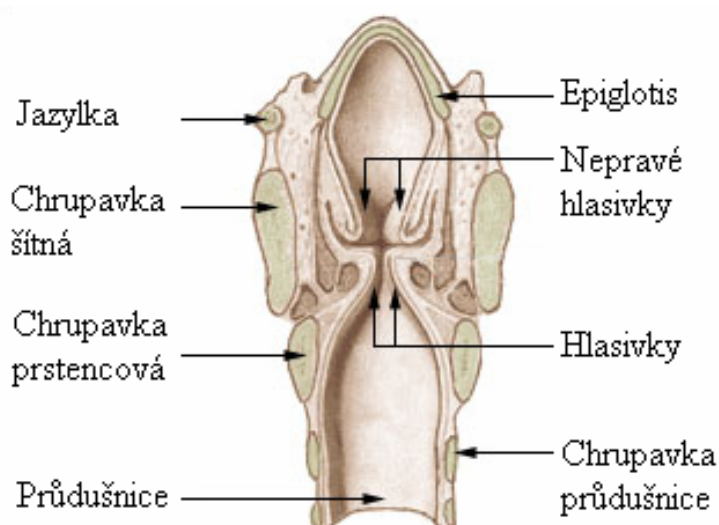


Obr.3.3 Struktura hrtanu  
(www.stefajir.cz)

hlasivek při dýchání (hlasivky jsou odtaženy), při mluvení nahlas (hlasivky jsou přiblíženy) a zároveň protažením hlasivkových vazů se mění výška hlasu. Nahoře hrtan ústí do dolní části hltanu a dole plynule přechází do průdušnice.

### 3.3.Hlasivky

Hlasivky spolu s hrtanem jsou zdrojem lidského hlasu. Při jejich vibracích propouštěné vzduchové pulsy generují tzv. znělý hlas (tj. nahlas), při jejich trvalém rozevření se generuje hlas neznělý (šepot).



Obr.3.4 Frontální řez hrtanem(www.stefair.cz)

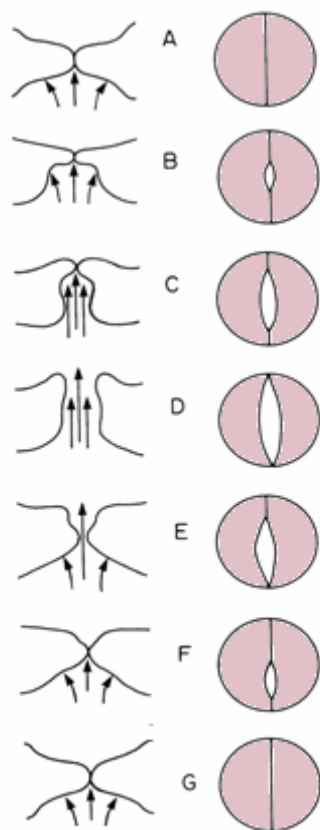


Obr.3.5. Pohled na hlasivky shora [1]

Hlasivky jsou tvořeny svaly upnutými na jedné straně k párovým chrupavkám hlasivkovým, na druhé straně ke chrupavce štítné. Tyto svaly jsou pokryty několika vrstvami vaziva různého charakteru, lišící se od sebe tuhostí. Tloušťka a topologie vrstev mají vliv na tvar kmitů hlasivek a vznik tzv. slizniční vlny. Nad hlasivkami se nachází tzv. nepravé hlasivky, ty se ovšem neúčastní fonace.

**Fonace** je fyzikální děj, při němž dochází ke vzniku hrtanového hlasu - zdrojového hlasu o základním tónu neboli základní frekvenci F0. Vzniká interakcí výdechového proudu vzduchu a hlasivek, které kmitáním proud vzduchu přerušují.

Frekvence vibrací hlasivek při fonaci je především určena jejich hmotností a tuhostí, přičemž subglotický tlak vzduchu a rychlost proudění mohou přispět pouze nepatrně. Během běžného módu vibrací se hlasivky otevírají a zavírají kompletně během každého cyklu, přičemž při otevření generují pulsy vzduchu. Zpětná vazba vokálního traktu má malý vliv na



a) zepředu      b) shora

vibrace hlasivek. Kvalita hlasu je definována tvarem vzduchového pulsu včetně délky fáze uzavření hlasivek.

Postavení hlasivek v jednotlivých fázích vibračního cyklu je ilustrován na obr. 3.6. Nalevo je tvar hlasivek v průřezu, napravo jsou hlasivky ilustrovány tak, jak se jeví v laryngoskopickém pohledu shora při stroboskopii. Hlasivky se otevírají odspodu tak, že se nejprve od sebe oddělí spodní část hlasivek (fáze A) a poté horní část (fáze B, C). Fáze D znázorňuje postavení hlasivek při maximálním otevření. Ve fázi E se spodní části hlasivek začínají pohybovat k sobě, zatímco jejich horní části se ještě pohybují od sebe. V této fázi se spodní část hlasivek stává laryngoskopicky viditelnou. Fáze F představuje uzavírání hlasivek, spodní část se uzavírá jako první, ve fázi G se uzavře i horní část glottis. Fáze G je identická s fází A, tj. nastává další otevírání hlasivek.

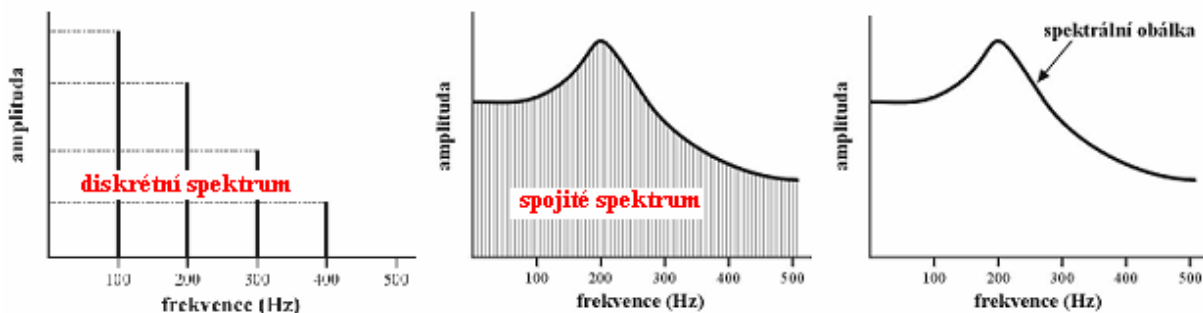
Obr. 3.6. Fáze otvírání a zavírání hlasivek při fonaci [1]

## 4. TVORBA HLASU

### 4.1. Složené vlny, spektrum zvuku

Fourierův teorém říká, že každá periodická vlna je složena z určitého množství sinových a kosinových složek. Rozklad periodického průběhu na jeho harmonické složky se nazývá harmonická analýza a může být provedena pomocí Fourierovy transformace. Výsledkem je **spektrum** zvuku. U periodického signálu je podle *harmonického vztahu* frekvence všech složek násobkem frekvence složky s nejmenší frekvencí. Nejnižší harmonická složka je **základní frekvence**,  $f_0$  (také  $F_0$ ,  $f_0$ ,  $F_0$ ). Základní frekvence je frekvence opakování celé složené vlny.

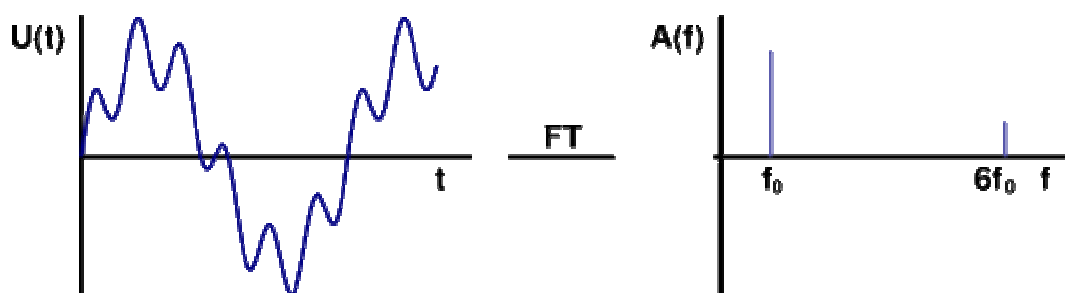
**Spektrum** zobrazuje frekvence a amplitudy složek zvuku a používá se jen pro stacionární (trvalé) zvuky (obr. 4.1). Pro periodické zvuky se používá spektrum diskrétní (čarové), přičemž jednotlivé čáry odpovídají amplitudám jednotlivých harmonických složek.



Obr. 4.1. Dva druhy spekter pro periodický a neperiodický signál [10]

Pro neperiodické zvuky (šum) se používá spojité (kontinuální) spektrum. V diskrétním spektru by bylo  $\infty$  čar. Vrcholy se spojí spektrální obálkou.

Spektrum jednoduché harmonické vlny je tvořeno pouze jednou frekvenční složkou  $f_0$ . Na obr. 4.2. je znázorněno spektrum vytvořené pomocí Fourierova transformace signálu se dvěma sinovými složkami stejné fáze (vlevo), přičemž druhá složka je šestinásobkem první, jak se projeví později ve spektru (vpravo).



Obr. 4.2. Spektrum složené periodické vlny [10]

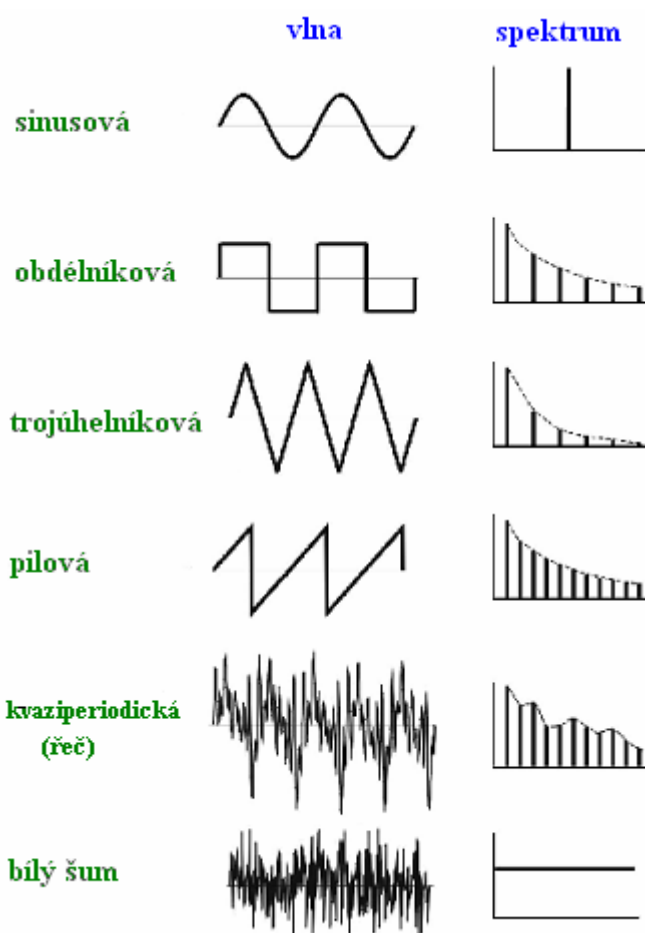
Kdyby se do nekonečna sčítaly vlny s lichým násobkem zákl. frekvence se stejnou počáteční fází, vznikla by **obdélníková vlna** ( obr. 4.3.), jejíž spektrum obsahuje nekonečně mnoho lichých vyšších harmonických složek s klesající amplitudou: spektrální sklon  $-6 \text{ dB/oktáva} = H3 \ 1/3A, H5 \ 1/5A...$

**Trojúhelníková vlna** složená ze sinových vln s různými počátečními fázemi má ve spektru malý počet lichých harmonických, spektrální sklon  $-12 \text{ dB/oktáva}$  (obr. 4.3.). Spektrum signálů, které podobně jako trojúhelníkový signál neobsahují skoky, má výrazně slabší vyšší harmonické.

Spektrum **pilové vlny** je složeno s lichých i sudých vyšších harmonických se spektrálním sklonem  $-6 \text{ dB/oktáva}$ .

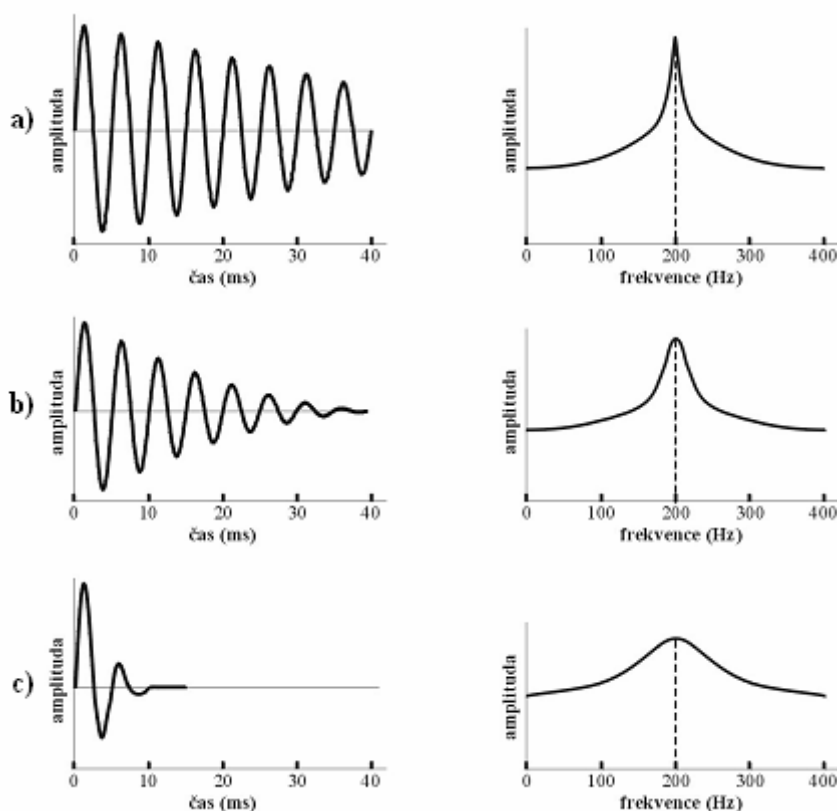


Zatím jsme mluvili pouze o periodických vlnách, ale spektrum lze vytvořit i pro kvaziperiodický a neperiodický signál (šum). O **kvaziperiodických vlnách** hovoříme u řeči, kdy cykly nejsou zcela totožné (mírně se mění frekvence a amplituda). U řečového signálu je patrný spektrální sklon. U **neperiodických vln** nedochází k žádnému opakování jednotlivých částí vlny. Bílý šum - ve spektru jsou zastoupeny všechny frekvence stejně.



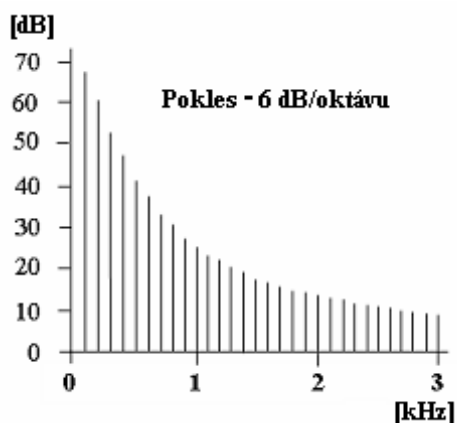
Obr. 4.3. Spektra odpovídající různým druhům signálu [10]

Jde vysledovat vztah mezi tvarem vlny a spektrem. U čistých (resp. téměř čistých) tónů jsou jednotlivé periody vlny shodné nebo velmi podobné. Většina spektrální energie je soustředěná v jedné oblasti (v jedné složce), tvoří ostrý vrchol (viz obr. 4.4. a)). Takový tón odeznívá relativně pomalu. Zvuky o více složkách (na obr. 4.4. b), c)) mají spektrální energii rozprostřenou přes širší frekvenční oblast, tzn. více složek má relativně vysokou amplitudu. Tyto tóny odeznívají velmi rychle. [10]



Obr. 4.4. Obrázek znázorňuje vztah mezi tvarem vlny a spektrem [10]

## 4.2. Zdrojový hlas



Obr. 4.5. Spektrum znělého (periodického) zdrojového hlasu

Zdrojovým hlasem se myslí akustický signál, který vychází z hlasivky a ještě není upraven průchodem vokálním traktem. Znělý zdrojový hlas se skládá ze základního tónu o frekvenci  $F_0$  – základní frekvence zdrojového hlasu, a jistého počtu vyšších harmonických složek (obr.4.5.).

Hrtan může transformovat proud vzduchu z plic na zvuk nejen mechanismem fonace, ale také v důsledku turbulence. Turbulence má širokopásmové spektrum aproximující přibližně bílý šum (rovnoměrná energie na všech frekvencích). V každém případě je však turbulence méně efektivní

oproti plicnímu vzdušnému proudu při fonaci nahlas a příslušný generovaný zvuk je tišší oproti zvuku generovaným fonací hlasivek.

Periodický pohyb hlasivek vytváří pulsy proudu vzduchu v supraglotické oblasti, které po expanzi vytváří akustické vlny, jež jsou podstatou zdrojového hlasu. Ve vokálním traktu se proud vzduchu odráží od mnoha různých příčných plošek vokálního traktu. Nejvýraznějšími takovými plochami vokálního traktu je otvor ústní a otvor do nosní dutiny. Ovšem odrazy na různých rozhraních nejsou perfektní, takže se část energie na rozhraní ztrácí. Část energie je také předána okolním tkáním ve formě tepla. [1]

#### 4.2.1. Charakteristiky zdrojového hlasu:

**výška** – fyzikálně odpovídá základní frekvenci kmitání hlasivek  $F_0$ . Výška hlasu se

mění s pohlavím a věkem následovně:

děti: 200 – 500 Hz, střední hodnota 330 Hz

**ženy:** 150 – 350 Hz, střední hodnota **220 Hz**

**muži:** 80 – 200 Hz, střední hodnota **110 Hz**

**znělost** (hlasivky vibrují) a **neznělost** (hlasivky nevibrují)

**hlasitost** – fyzikálně odpovídá intenzitě

**kvalita** – fyzikálně odpovídá poměru harmonických tónů ve hlase k neharmonickým složkám (HNR - harmonic to noise ratio)

**barva** – je dána hmotou hlasivek, jejich délkou a tvarem rezonančních dutin

#### 4.3. Vokální trakt

Vokálním traktem budeme rozumět rezonanční dutinu jdoucí od hlasivek k ústům. Pro každou ze samohlásek představuje vokální trakt jiný tvar (Obr. 4.2). Tento tvar je dán nastavením tzv. **artikulátorů**, jež se dělí na artikulátory pohyblivé (aktivní) a nepohyblivé (pasivní). Při artikulačním procesu se pohyblivý artikulátor dostává do vhodné relativní polohy vůči nepohyblivému za účelem akustického tvarování mluveného zvuku. Mezi aktivní artikulátory patří rty, spodní čelist, jazyk, velum (měkké patro), zatímco mezi pasivní se řadí tvrdé patro a horní zuby.

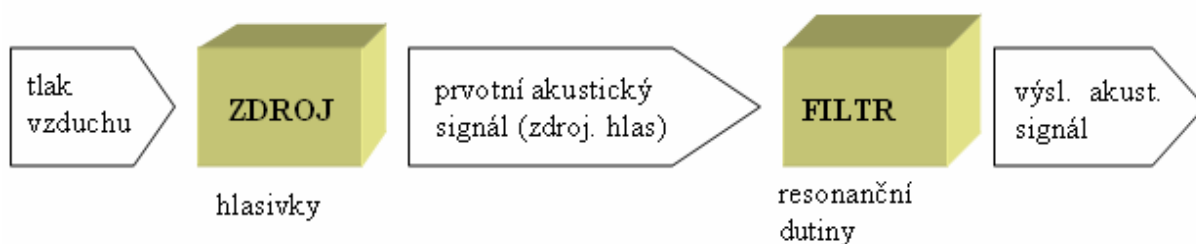


Obr. 4.2. Tvary vokálního traktu při vyslovování jednotlivých samohlásek  
(převzato z časopisu Vesmír č. 87, prosinec 2008)

Oscilace dutin jsou tlumené (zejména vlivem ztrát na měkkém tkáňovém obložení dutin vokálního traktu) a jejich frekvence (tzv. formantové frekvence) jsou nezávislé na frekvenci hlasivek. Subglotické resonance mají na tvorbu výsledného akustického signálu menší vliv než supraglotické resonance, neboť významný rezonanční děj probíhá zejména v době, kdy jsou hlasivky uzavřeny a subglotický trakt je jimi izolován od traktu supraglotického. Vliv subglotické resonance se přímo uplatňuje pouze ve fázi otevření hlasivek. [5]

#### 4.4. Teorie zdroj – filtr

Tvorba hlasu probíhá ve dvou stupních (Obr. 4.3). V prvním stupni je původně statický vzdušný tlak, vznikající kompresí plic, transformován kmitáním hlasivek na tlak akustický a vzniká prvotní akustický signál. Ve druhém stupni je pak tento akustický signál transformován v rezonančních dutinách, které působí jako akustické filtry, do výsledného akustického signálu. Teorie popisující tyto dva stupně tvoření hlasu je nazývána teorií zdroje a filtru (z angl. source-filter theory).



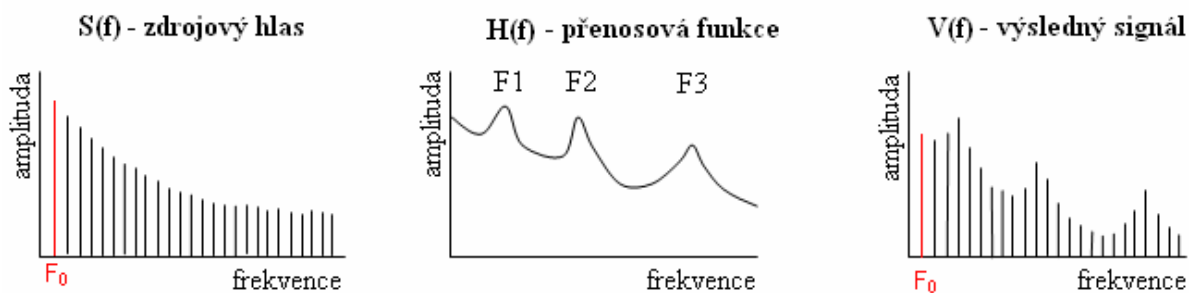
Obr. 4.3. Dva stupně tvorby hlasu podle teorie zdroje a filtru

Typickými hlasovými signály, které lze názorně vysvětlit pomocí teorie zdroje a filtru, jsou samohlásky (vokály) (viz obr.4.4, kdy přenosová funkce plní funkci filtru).

#### 4.4.1. Formování frekvenčního spektra, Formanty

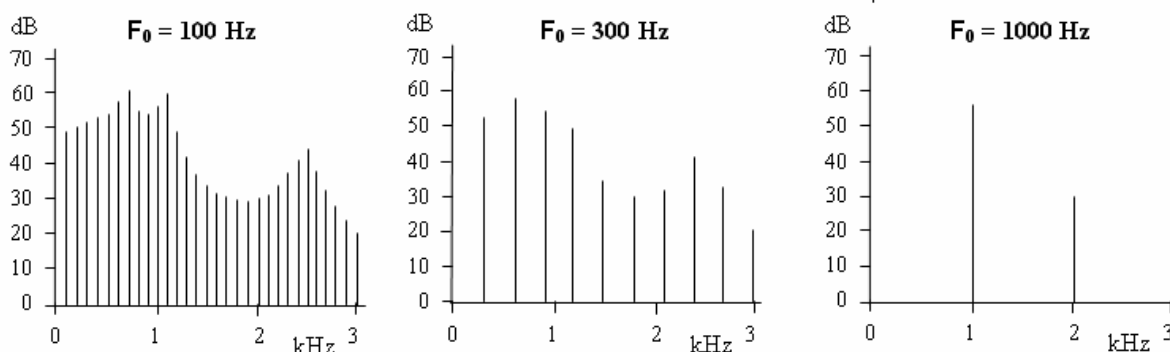
Formování frekvenčního spektra samohlásek je přiblíženo na obr. 4.4. Harmonické spektrum primárního akustického signálu zdroje je ilustrováno na obr. 4.4. vlevo. Harmonické složky zdroje vykazují monotónně klesající amplitudu ve směru k vyšším frekvencím. Na obr. 4.4 uprostřed je znázorněna přenosová funkce vokálního traktu, podle které se modifikuje spektrum primárního tónu.

Formantové oblasti se objevují na přenosové funkci jako rezonanční maxima. Můžeme zde rozeznat tři rezonanční maxima - **formanty**, které jsou označeny jako F1 až F3. Polohou těchto formantů je definována každá samohláska. Výsledný signál (obr. 4.4. vpravo) je kombinací příspěvků jak od zdroje, tak od rezonančních dutin. Pro amplitudové spektrum výstupního signálu tedy platí  $V(f) = H(f) \cdot S(f)$ .



Obr. 4.4. Formování frekvenčního spektra

Pro zvýraznění rezonančních maxim (formantů) je třeba dostatečný počet vyšších harmonických k základní frekvenci. K rozlišení mezi jednotlivými samohláskami postačí zvýraznění prvních tří formantů. Při velmi vysoké základní frekvenci (1000 Hz) je počet harmonických velmi nízký a nepokryje dostatečně oblast výskytu formantů tak, aby mohly být tyto zvýrazněny (Obr. 4.5. vpravo). V důsledku nelze rozlišit, která samohláska je vyslovována (operní zpěv - soprán).



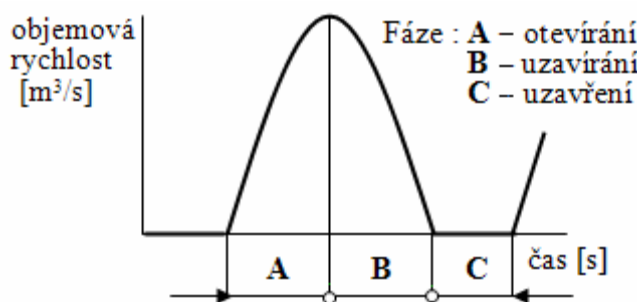
Obr. 4.5. Ukázka vlivu základní frekvence (resp. počet harmonických) na zvýraznění formantů

#### 4.5. Myo – elasto aerodynamická teorie fonace

Myo-elasto aerodynamická teorie byla naznačena Helmholtzem a Müllerem v 19. stol. a byla dále rozšiřována a upravována van den Bergem v roce 1950. V současnosti jde o oficiální teorii vzniku lidského zdrojového hlasu. Myo-elasto aerodynamická teorie fonace dovozuje, že vibrační proces hlasivek je výsledkem vzájemného působení dvou sil: jednou silou je síla hlasivkových svalů, které mění napětí hlasivek a druhou silou je síla aerodynamická vyvolaná prouděním vzduchu zúženým prostorem (Bernoulliho efekt).

Celý proces fonace se dá podle myo-elasto aerodynamické teorie shrnout následovně: Hlasivkové svaly přitlačí k sobě hlasivkové vazy (addukce), přičemž změnou napětí hlasivek pomocí hlasivkových svalů lze dosáhnout změny frekvence jejich kmitání (čím jsou hlasivky kratší, tím jsou silnější a tedy i hmotnější a frekvence kmitání je nižší). Tlak z trachey odtlačí hlasivky od sebe (abdukce), vznikne mezera glottis propouštějící puls vzduchu do supraglottického prostoru. Bernoulliho sací efekt způsobí opětné přimknutí hlasivek. Tento proces se cyklicky opakuje.

Základní charakteristikou myo-elasto aerodynamické teorie o tvorbě zdrojového hlasu je **hlasivkový proud**. Ten je popsán množstvím vzduchu, které projde mezerou glottis v čase během každé periody fonace (pulsy) a je definován **objemovou rychlostí** s rozměrem  $[m^3/s]$  nebo  $l/s$ ] později **derivací objemové rychlosti** (viz obr. 4.6.).



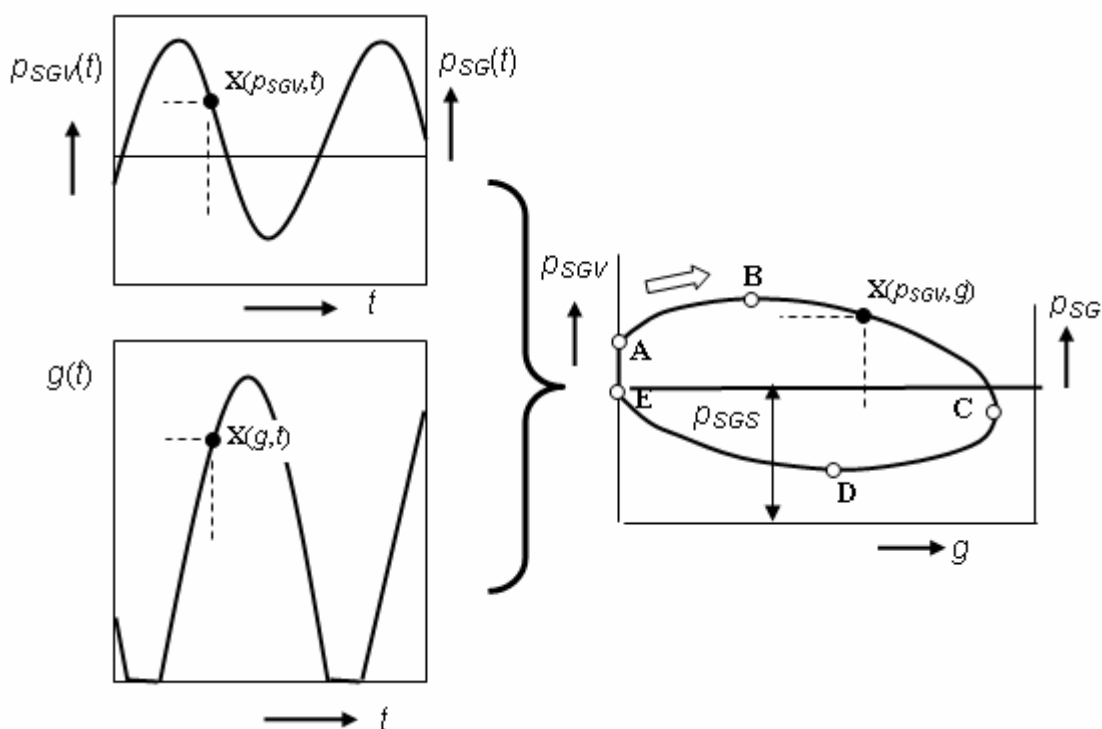
Obr. 4.6. Fáze hlasivkového proudu popsaného objemovou rychlostí [1]

Základní frekvence hlasivek závisí na hmotnosti a pružnosti vibrující části, na ploše glottis během periody, na hodnotě subglottického tlaku a na tlumících vlastnostech hlasivek.

#### 4.6. Princip bublin tlakového vzduchu

Na základě řady nejasností a nedostatků principů dosud definovaných různými autory v literatuře byl definován a je dále vyvíjen na ÚMTMB FSI VUT Brno nový princip funkce hlasivek s úplným názvem „princip bublin tlakového vzduchu generovaných na základě charakteristiky subglotického tlaku“. Bubliny tlakového vzduchu jsou vypouštěny vibrujícími hlasivkami do supraglotického prostoru, kde expandují a generují akustické vlny, jež tvoří zdrojový hlas.

**Charakteristikou subglotického tlaku** je jeho závislost na mezeře glotis, tj. měnící se mezeře mezi hlasivkami při jejich vibracích. Konstrukce této závislosti je znázorněna na obr. 4.7. Pro její získání je nutno nejdříve vyhodnocovat jednotlivé proměnné zvlášť. Střední hodnota subglotického tlaku  $p_{SGS}$  se získá přepočtem zaznamenávané výšky sloupce vody. Časová závislost dynamické složky subglotického tlaku  $p_{SG}(t)$  se obdrží měřením mikrofonem. Výsledný subglotický tlak  $p_{SGV}(t)$  je dán součtem střední hodnoty a proměnné dynamické složky subglotického tlaku. Proměnná mezera glotis  $g(t)$  se snímá vysokorychlostní kamerou.



Obr. 4.7. Znázornění konstrukce závislosti subglotického tlaku na mezeře glotis

Problémem je však určení subglotického tlaku při fonaci in vivo. Není dostupná neinvazivní metoda, pomocí které by se dal zjistit tlak pod hlasivkami, a přitom nebylo zabráněno přirozené fonaci.

Závislost subglotického tlaku na mezeře glotis (pracovní charakteristika umělých hlasivek) je křivka podobná elipse, která je hysterezní smyčkou, jejíž plocha vyjadřuje velikost práce přiváděné do systému. Tato práce pohání hlasivky při jejich fonaci. Hlavními silami působícími na hlasivky při fonaci jsou: subglotický tlak pod hlasivkami a v celé trachey (přetlak působí na poměrně velkou vnitřní plochu subglotické oblasti hlasivek, takže hlasivky rozevírá poměrně značná síla), dále pružné síly hlasivkových svalů, které působí proti rozevírání hlasivek a nakonec setrvačné síly hlasivek.

Pohyb hlasivek (ilustrovaný již dříve na obr. 3.6.) vychází z tzv. *fonační fáze*, kdy hlasivky jsou u sebe (A). Ze začátku je tlaková bublina vtlačována do prostoru mezi hlasivkami, což umožňuje rozevírání jejich spodní části (B), bublina dále postupuje směrem nahoru k vokálnímu traktu až začne fáze otevírání horní části hlasivek (C). Hlasivky se rozevrou a směrem nahoru dochází k vytlačování tlakové bubliny do supraglotického prostoru a dále do vokálního traktu (D). Bublina expanduje a generuje se zdrojový hlas, dále dochází k uzavření hlasivek v jejich spodní části (E). Nastává postupné spojování hlasivek odspodu směrem nahoru (F). Nakonec se hlasivky dostávají do původního fonačního postavení (G). Touto procedurou je bublina vzduchu „vytvarována“ a převedena z prostoru subglotického do supraglotického. K vytvarování bubliny dochází změnou mezery glotis současně se změnou subglotického tlaku.

Základním předpokladem fonace jsou samobuzené kmity struktury hlasivek, frekvence hlasivek je proto blízká nebo totožná některé vlastní frekvenci struktury hlasivek. Frekvence hlasivek je jednoznačně definována materiálovými a strukturními vlastnostmi hlasivek a jejich vrstev, nikoliv rychlostí proudění vzduchu (jak se jevílo u modelů hlasivek odpovídajících myo-elasto aerodynamické teorii).

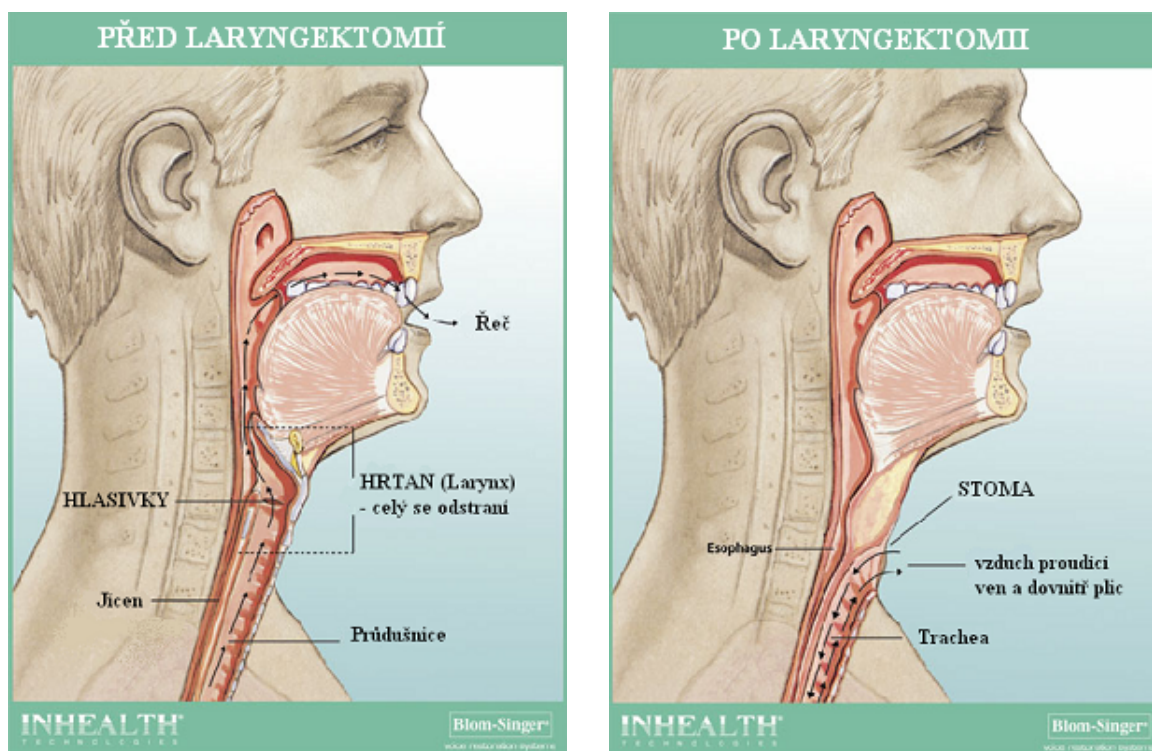
Experimenty potvrzují, že tlak vzduchu nad hlasivkami (supraglotický tlak) má periodický charakter a není zatěžován náhodnými poruchami se spojitým spektrem. Tohoto poměrně přesně periodického průběhu supraglotického tlaku vzduchu by bylo obtížné dosáhnout dosavadními principy fonace.



## 5. TOTÁLNÍ LARYNGEKTOMIE, TRACHEOSTOMIE

Její podstatou je úplné a trvale odstranění hrtanu spolu s nádorem. Výsledkem operace je trvalé oddělení dýchacích a polykacích cest, kdy průdušnice je separátně vyšita ke kůži v jugulární jamce a je tak vytvořena permanentní tracheostomie. Pacient tím trvale ztrácí možnost přirozené hlasové komunikace a je trvalým nosičem tracheostomické kanyly. Jde o velmi závažný zásah, jehož důsledkem často bývá vyřazení pacienta z běžného denního života. Při totální laryngektomii (Obr. 5.1.) je chirurgicky odstraněn celý hrtan (včetně hlasivek) a epiglotis. Plíce jsou odpojeny od vokálního traktu.

Hrtan a epiglotis chrání dýchací ústrojí před vniknutím jídla a pití, proto je nutné zajistit náhradní způsob oddělení dýchacích cest od trávicího ústrojí. Toto oddělení se provádí umělým vyústěním průdušnice (trachey) na povrch krku (tracheostomie). Chirurgicky vytvořený otvor se nazývá tracheostoma nebo běžněji jen stoma.

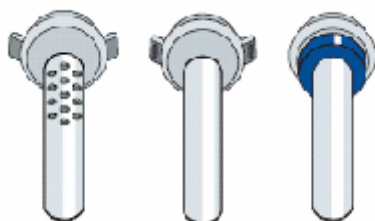


Obr.5.1. Totální laryngektomie (odstranění hrtanu), tracheostomie – před a po operaci

Trvalá tracheostomie a odstranění hrtanu vede k vyřazení horních dýchacích cest a vzduch, který je vdechován přes tracheostoma, nesplňuje požadavky na kvalitu vzduchu. Na vdechovaný nefiltrovaný, neohřátý a nezvlhčený vzduch je sliznice průdušnice mimořádně

citlivá. Tato nefyziologická cesta vzduchu má za následek častější záněty dolních dýchacích cest. Opakované záněty mohou mít za následek zhoršení plicních funkcí (Slavíček A., 2004).

U některých stomat však může dojít ke smrštění a k deformacím. Prevenci smrštění je možné zajistit různými typy kanyl (obr. 5.2.). Je možné použít stříbrné, plastové nebo kanyly z měkké gumy. V kombinaci s hlasovou protézou musí být kanyla opatřena otvory (tzv. fenestrací), které se hodí k protéze a umožňuje průchod vydechovaného vzduchu. Poloha trubice je zajištěna držákem.

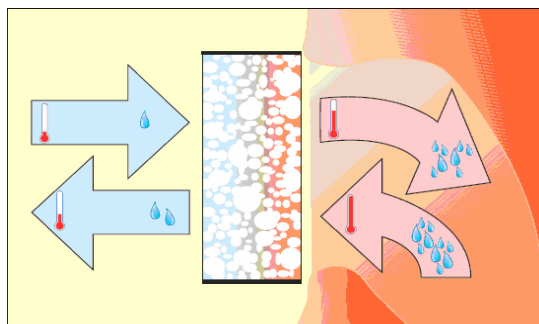


Obr. 5.2. Tracheostomické kanyly

### 5.1. Závažnější důsledky totální laryngektomie pro pacienta

**Ztráta hlasu** se může stát traumatizující skutečností pro pacienta i pro jeho rodinu, poněvadž hlas představuje značnou část osobnosti a jeho pomocí se vyjadřují myšlenky i pocity. Úspěšné obnovení hlasu po totální laryngektomii vyžaduje nalezení nebo dodání alternativního zdrojového hlasu s vhodnými parametry.

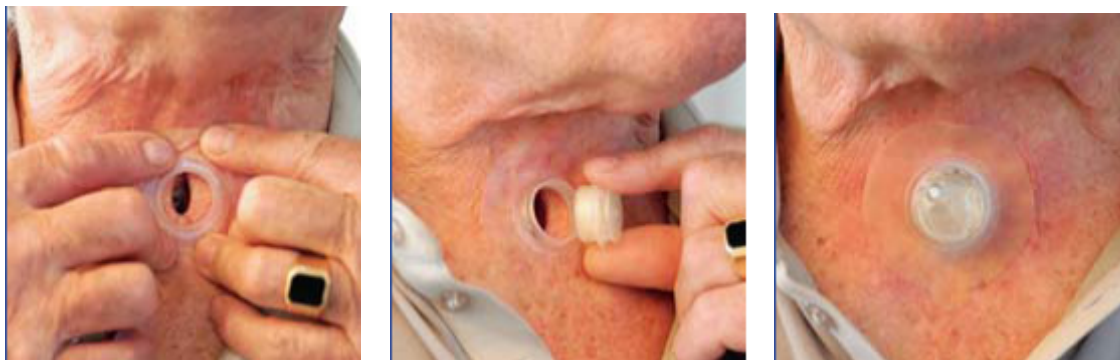
**Ztráta funkce nosu** - prostřednictvím nosu (resp. dutiny nosní) dochází k účinné výměně tepla a vlhkosti (před vstupem do průdušnice se vzduch zahřívá na 36 °C a zvlhčuje na 98 %). Dále nos filtruje nečistoty ze vzduchu, umožňuje čich a v neposlední řadě vytváří přirozený odpor proudění při dýchání.



Obr. 5.3. Schematické znázornění funkce stomafiltru

Pro zmírnění výše uvedených dopadů po laryngektomii se používají různé typy pomůcek chránících dolní dýchací cesty (roušky, filtry, chlopně atd.). Nejčastěji užívanou pomůckou je kryt stoma nazývaný **HME** (Heat and Moisture Exchange). Jedná se o filtr, ve kterém se při výdechu pohlcuje vlhkost a při následném vdechu se vzduch naopak zahřívá a zvlhčuje. Současně také filtruje vdechovaný

vzduch a tím se snižuje množství cizorodých částic prachu, které mohou vniknout do dýchacích cest (obr. 5.3. a 5.4.).



*Obr. 5.4. Použití krytu HME pacientem s provedenou tracheostomií*

Klima dýchacího ústrojí se vyrovná a nebude již tak výrazně ovlivňováno sezónními změnami nebo změnami teploty a vlhkosti vzduchu při přechodu z exteriéru do interiéru a naopak. Při nepřetržitém používání HME byl zjištěn pokles výskytu takových stavů, jako např. deprese, úzkosti, poruch spánku a únavy a úměrně tomu i zlepšení sociálních kontaktů. Další významnou roli hraje HME při vlastní tvorbě řeči, neboť místo nutného zakrývání stomatu přiloženým prstem je využívána automatická zpětná klapka pro usměrnění vzduchu do hlasové protézy při jejím používání. [9], [12]

#### **Omezení plavání a opatrnost při sprchování**

Stoma se nedokáže automaticky zavřít a například pád do vody může být velmi nebezpečný. Je však popisováno, že některé osoby s laryngektomií plavou s použitím speciální dýchací trubice (šnorchlu) připojené lékařem ke stomatu. K pohodlnému sprchování se doporučuje používat kryt stoma Provox Shower Aid.

#### **Čich a chuť**

Čich je lokalizován v nosní dutině v horní části nosu. Po totální laryngektomii tato oblast zůstává zachována a čichová čidla tedy nejsou poškozena. Vzhledem k tomu, že pacient nedýchá nosem, není schopen vnímat tolik čichových vjemů jako dříve. Ovšem při větrném počasí se částečně vzduch dostává i do nosní dutiny, takže lze částečně a přiměřeně cítit pachy a vůně okolí. Je ovšem možno detekovat vůni nebo pachy vzduchu tak, že si pacient „nabere“ vzduch do ústní dutiny, pak zavře ústa a vzduch pak vyfoukne ven nosem.[9]

## 6. REHABILITACE HLASU. NÁHRADNÍ ZDROJOVÉ HLASY

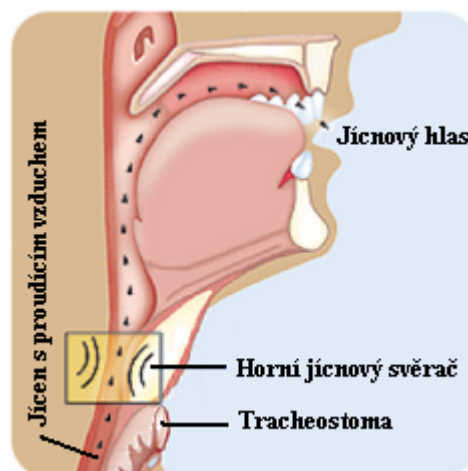
Plány pro náhradní komunikaci pacientů začínají zjištěním jejich diagnózy foniatri a chirurgy. Tyto plány zahrnují různé způsoby komunikace včetně psaní a posunků. Rehabilitace hlasu pacienta po odstranění hrtanu je možná **foniatrickými metodami** (jícnovým hlasem nebo pomocí elektrolaryngu), **chirurgicko-protetickým způsobem** (hlasová protéza v tracheo-ezofageálním spoji vytvořeném jednoduchou punkcí), **chirurgickým způsobem** - vytvořením hrtanu podobných struktur (laryngoplastika podle Hagena, „Sprach-Siphon“ podle Ehrenbergera a kol. a další), transplantací hrtanu. (Šebová aj., 2006). Tato práce se bude podrobněji zabývat prvními dvěma způsoby rehabilitace hlasu.

Výběr metody by měl být založen na doporučení chirurga, řečového patologa a rovněž samotného pacienta. Nejvhodnější řešení má být založeno na potřebách komunikace pacienta, jeho fyzickém a mentálním stavu a jeho osobních požadavcích. [6]

### 6.1. Jícnový hlas

Jícnový hlas poprvé popsali Raprand (v roce 1828) a Reinand (v roce 1848).

Jícnovým hlasem rozumíme nabírání vzduchu o dostatečném objemu (50 až 100 ml) do jícnu a jeho zpětné vypuzování přes hrtanovou část hltanu (hypofaryngu), ústní část hltanu, nosohltanu, nosní dutinu nebo ústní dutinu. Na přechodu jícnu a hypofaryngu dochází při vypuzování stlačeného vzduchu z jícnu k rozkmitání hltanového svěrače (Obr. 6.1.), přičemž dochází k periodickému vypouštění vzduchu o vyšším tlaku. Vygenerované akustické vlny jsou základem zdrojového jícnového hlasu.



Obr.6.1. Tvorba zdrojového hlasu jícnovým svěračem  
([www.atosmedical.com](http://www.atosmedical.com))

Frekvenci kmitání jícnového svěrače (a tím i frekvenci zdrojového hlasu) nelze měnit, nýbrž je dána jeho strukturálně-hmotnostními charakteristikami. Tato základní frekvence se pohybuje v rozmezí 60 až 90 Hz. Je tedy podstatně nižší, než při produkci hrtanového hlasu,

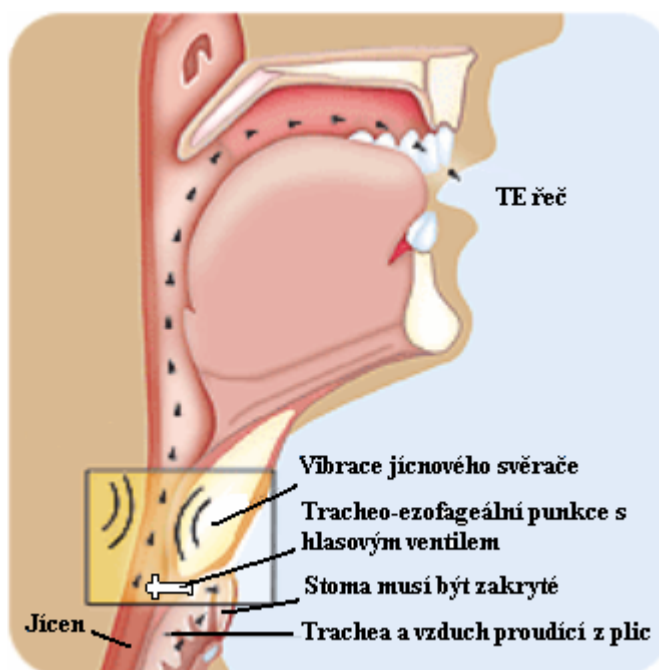
kde jsou základní frekvence přibližně 110 Hz u mužů a 220 Hz u žen. Nízké základní frekvence jícnového hlasu jsou nepříjemné a nevhodné zvláště pro ženy.

Jícnový hlas představuje v současnosti standardní metodu volby u pacientů, kteří mají ve laryngo-ezofageálním segmentu zachované struktury umožňující jeho tvorbu. Úspěšné zvládnutí tvorby jícnového hlasu předpokládá jednak vhodné anatomicko-fyziologické podmínky, především optimální odpor jícnového svěrače, jednak schopnost pacienta zvládnout techniku tvoření hlasu a věnovat se dostatečně dlouhou dobu intenzivnímu nacvičování této techniky. Trvání edukace jícnového hlasu se počítá na měsíce, pokud jako konečný stav má být kvalitní a pravidelně tvořený hlas.

Výhodou techniky jícnového hlasu je skutečnost, že není nutné používat nebo udržovat žádné další zařízení, stejně tak není nutná další operace. Nevýhodou je horší kvalita hlasu s břišním zabarvením, nižším tónem a intenzitou a kratší stálostí při tvorbě tónu, projevující se negativně na srozumitelnosti hlasu. Podle odhadů jícnový hlas využívá k běžné komunikaci jen asi 20 ÷ 30 % pacientů po totální laryngektomii, kteří započali edukaci.

## 6.2. Tracheo–ezofageální hlas (TE hlas)

Pro některé pacienty je velmi obtížné naučit se polykat a vypouštět vzduch tak, aby rozkmital jícnový svěrač (podstata jícnového hlasu). Z tohoto důvodu byly hledány a studovány jiné možnosti tvorby jícnového hlasu bez nutného polykání vzduchu do jícnu. V současnosti je preferovanou volbou použití tracheo-ezofageální řeči (TE-řeč). Metodu pro tvorbu TE řeči poprvé použil Assai v roce 1960, jejím úspěšnějším průkopníkem byl polský lékař Mozolewski, který v roce 1973 poprvé použil jednocestný hlasový ventil, který se později začal komerčně využívat.



Obr. 6.2. Umístění hlasového ventilu při tvorbě tracheo-ezofageální (TE) řeči  
([www.atosmedical.com](http://www.atosmedical.com))



Pro vznik TE hlasu je potřeba chirurgicky vytvořit propojení průdušnice (trachey) s jícnem (ezofageus) (odtud název tracheo-ezofageální hlas). Toto propojení se nazývá hlasová píštěl nebo také tracheo-ezofageální punkce (TEP). Do píštěle se vkládá jednocestný hlasový ventil (Obr. 6.2.). Ten je při vdechu a polykání uzavřen a otevírá se pouze při výdechu s uzavřeným tracheostomatem, čímž dovoluje vzduchu proudit do hltanu, zatímco potrava a tekutiny nemohou putovat do trachey. Vzduch z plic proudící skrze vytvořenou píštěl a do ní vsazený ventil do jícnu, vyvolává vibrace horního jícnového svěrače a expandující vzduch je pak příčinou vzniku potřebného zdrojového hlasu.

Naprostá většina pacientů (asi 80 až 90 %) se pomocí jednocestných ventilů naučí plynulé řeči. Hlas vzniklý touto cestou je dostatečně silný, dobře srozumitelný a individuálně zabarvený. Jeho kvalita se liší hlavně mírou příměsi rušivých zvukových fenoménů pocházejících z šelestu vzduchu procházejícího kanylou nebo ústím tracheostomatu kolem utěsnění otvoru prstem či chlopní, a délkou fonace. Úspěch rehabilitace závisí zejména na napětí horního jícnového svěrače, ochotě pacienta ke spolupráci a na typu zvoleného ventilu, resp. jeho otevíracím tlaku.

Výhodou TE řeči je skutečnost, že vzduch dodávaný pro mluvení je veden přímo z plic, fonace zní přirozeně a nácvik hlasu lze dosáhnout během dvou týdnů po operaci. Další výhodou je možnost kontrolovat její hlasitost, intonaci a délku vět. Nevýhodou rovněž se může objevit nasávání vzduchu, pokud tekutiny prosakují skrze poruchový ventil, především kolem jeho okrajů.

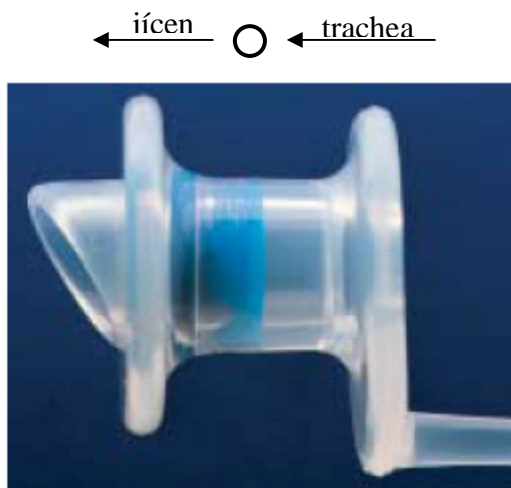
Ve studii (Robbins aj., 1984) bylo analyzováno 45 hlasů hrtanových (elektrolarynx), tracheo-ezofageálních a jícnových různých pacientů, kdy se hodnotila intenzita hlasu, základní frekvence, rychlost mluvené produkce a doba jejího trvání. Tracheo-ezofageální hlas měl vyšší základní frekvenci, blíže normálnímu hlasu, byl velmi dobré kvality vzhledem k hlasitosti a délce trvání (12 s oproti 2 s u jícnového hlasu). Tato skutečnost je v kontrastu k trvání hrtanového hlasu přibližně 22 sekund. Mluva s využitím TE hlasu byla rychlejší a podstatně srozumitelnější oproti hlasům při použití umělého hrtanu nebo jícnového hlasu.

### **6.2.1. Jednocestné (hlasové) ventily**

Hlasové ventily jsou často nazývány hlasovými protézami, přičemž jde o označení zavádějící, neboť funkcí těchto ventilů není tvorba hlasu. V posledních pěti letech došlo ke

značnému rozvoji nové generace nízkoodporových ventilů, což rozšiřuje možnost rehabilitace hlasu touto metodou pro širší skupinu pacientů.

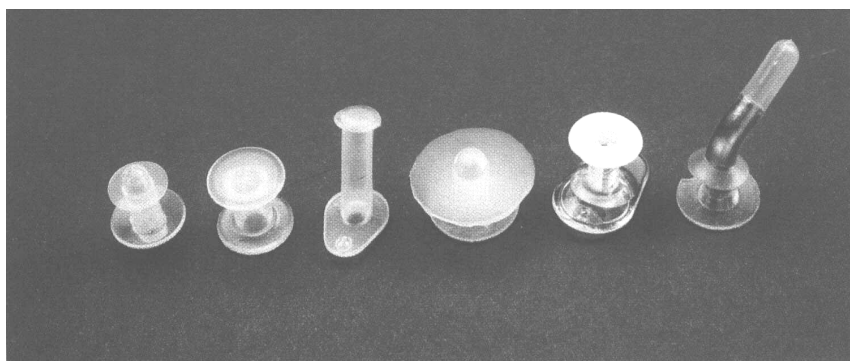
První komerčně vyráběný hlasový ventil z biokompatibilního silikonu uvedli na trh v roce 1980 Singer a Blom v USA. Existuje několik typů ventilů (viz obr. 6.1.). Nejběžnější jsou produkty firmy Provox (Evropa), BlomSinger (USA) a z Groningenu (Holandsko).



**Obr.6.2.** Hlasový ventil PROVOX

Dobrý hlasový ventil (na obr. 6.2 ventil PROVOX švédské firmy Atos) by měl splňovat následující podmínky: K výrobě by měl být použit bio-kompatibilní materiál odolávající biodegradaci; tlak umožňující otevření záklopký ventilu by měl být co nejnižší, aby průtok vzduchu umožňoval plynulou řeč; protéza by měla být samofixační a snadno vyměnitelná. Při výběru ventilu vhodného pro daného pacienta se musí volit kompromis mezi velikostí odporu proudění a dobou životnosti ventilu. Ventily, které poskytují nejmenší fonační úsilí, mají totiž specifickou

tendenci se rychleji opotřebovávat. Pokud je protéza opakovaně netěsná během dvou týdnů při nejasné příčině (infekce), pak by měla být uvažována protéza s vyšším odporem vzduchu a větší trvanlivostí. Doba životnosti, resp. interval mezi výměnami ventilu je uváděn od dvou týdnů do osmi měsíců.



**Obr.6.1.** Druhy hlasových ventilů ( zleva doprava): Panje, Groningen, Algaba, Stafferi, Traissac, Hermann [1]

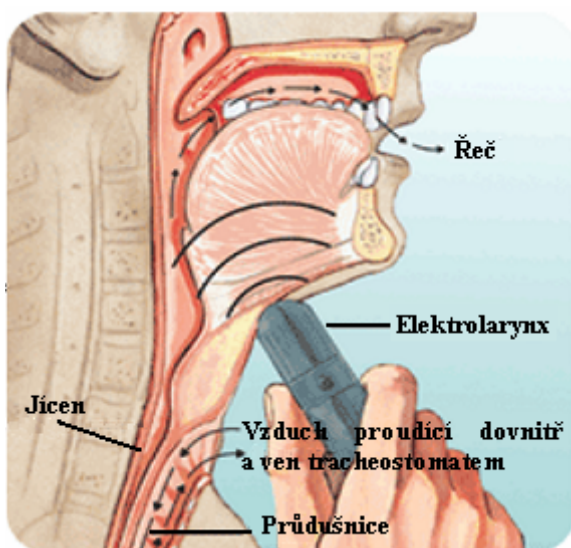
### 6.2.1.1. Komplikace spojené s hlasovými ventily

**Zatékání podél ventilu** - jeho příčinou je nejčastěji tzv. insuficience fistuly, která je pro daný ventil příliš široká. Řešení spočívá v dočasném odstranění ventilu spolu se zavedením alimentační sondy a balónkové kanyly. Tím obvykle dojde ke spontánní retrakci kanálu fistuly s možností znovuzavedení ventilu.

**Aspirace skrz ventil** je nejčastěji způsobena jeho opotřebením nebo poškozením, v některých případech rozšířením mykotických plaků do kanálu ventilu při nedostatečné péči o něj. Řešením je vyčištění nebo výměna ventilu.

## 6.3. Hlas elektronického hrtanu (elektrolarynxu)

První elektronický hrtan známý jako Sonovox byl vyvinut v roce 1942 Wrightem. Principem funkce elektrolarynxu (Obr. 6.4.) je elektrický generátor mechanických vibrací, díky nimž se (po přiložení) rozkmitají okolní měkké tkáně a přenosem vibrací vzniká v oblasti hltanu zdrojový hlas (Obr. 6.3.)



Obr.6.3. Schéma použití elektronického hrtanu (elektrolarynxu)



Obr.6.4. Krční typ elektrolarynxu (zn. Servox)

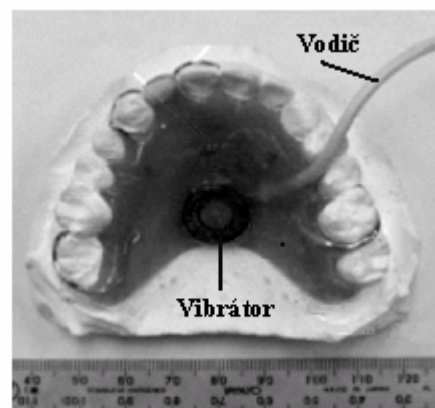
Obecně jsou k dispozici dva typy elektrolarynxů a to pro použití na vnější straně krku nebo pro vnitřní použití uvnitř ústní dutiny (intra-orální).

**Krční typ** elektronického hrtanu je zařízení tvaru vhodného k držení v ruce a napájené obvykle tužkovými bateriemi (Obr. 6.4.). Kmitající membrána je umístěna na konci, který se přikládá na kůži z vnější strany krku pod bradou nebo na tvář. Zdrojový hlas je vytvářen



v ústní části hltanu a je normálně artikulován. Některé typy elektronických hrtanů mají možnost nastavení vyhovující základní frekvence. Při přiměřené artikulaci pacientem lze produkovat poměrně dobrou srozumitelnou řeč.

**Intra-orální typ** elektrolarynxu je používán jen u pacientů, kteří nemohou dosáhnout adekvátní zvukový přenos skrz kůži. U pacientů po radioterapii je často obtížné nalézt v zatuhlém podkoží vhodné místo, z něhož se vibrace přístroje budou dobře přenášet bez tvorby rušivých zvuků tak, aby zdrojový hlas dobře vyzníval a artikulace byla srozumitelná. Je tvořen kapesním zařízením s bateriemi propojeným vodičem malého průměru s vibrátorem (Obr. 6.5.). Vibrátor má velikost knoflíku a malou tloušťku. Je připevněn na pružnou plastovou kostru, jež kopíruje horní patro a je v ústní dutině nasazena na horní chrup.



*Obr.6.5. Intra-orální typ elektrolarynxu [1]*

Výhodou používání elektronického hrtanu je okamžitá rehabilitace hlasu po operaci a minimální údržba přístroje, přičemž jeho životnost se pohybuje mezi dvěma až deseti lety. Nevýhodou používání elektrolarynxu je jeho vysoká pořizovací cena a hlavně monotónní a neosobní elektronický hlas. Nicméně je často užívanou pomůckou, kterou vyrábí celá řada firem. V ČR jsou k dostání značky Servox, Bivona a Žemlička.

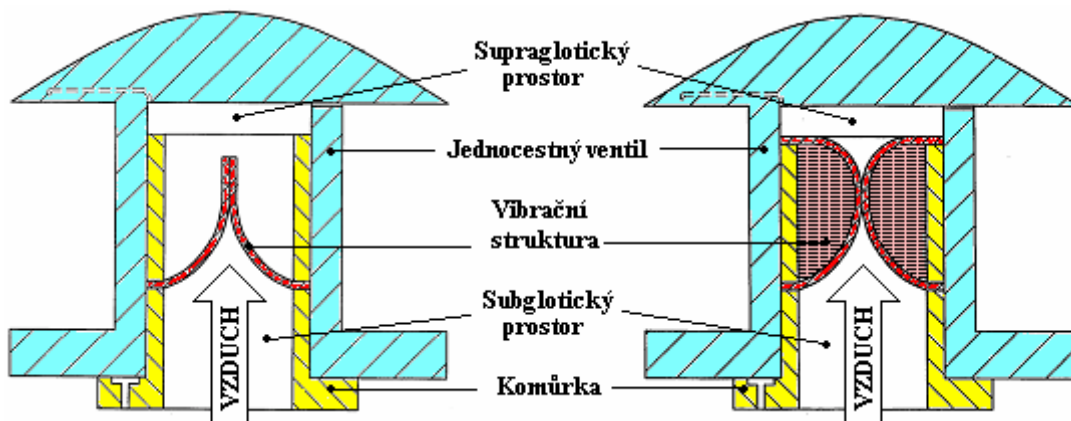
#### **6.4. Hlas produkující element (HPE) – hlasová protéza**

Při návrhu hlasové protézy je důležité vycházet ze základní potřeby, aby během fonace zdrojový hlas obsahoval dostatečný počet vyšších harmonických složek k základní frekvenci. Pro srozumitelnost generované řeči je totiž rozložení harmonických velmi důležité. HPE musí produkovat zvuk, který obsahuje frekvenční spektrum srovnatelné se zdrojovým hlasem hrtanové fonace (viz obr. 4.1.). Odtud vyplývá požadavek na úbytek amplitud harmonických zdrojového hlasu o 10 až 12 dB/oktávu (Flanagan, 1972; Rosenberg 1970). Základní frekvence  $F_0$  a změna této frekvence musí být nezávislá na vokálním traktu a jeho konfiguraci a rovněž nezávislá na subglotickém prostoru.

#### 6.4.1. Hlasová protéza z Groningenu

Výzkum v řadě mezinárodních institucí se zabývá tvorbou lidského hlasu a jeho akustickými charakteristikami. Mezi nejvýznamnější pracoviště, kde se zabývají jak teoretickým modelováním tvorby lidského hlasu, tak i jeho experimentální analýzou a kde dosahují v mezinárodním měřítku vynikajících výsledků, patří Department of BioMedical Engineering, University Medical Center Groningen, University of Groningen, Groningen, Holandsko a Department of Otorhinolaryngology, VU Medical Centre, Amsterdam, Holandsko. Pracovníci těchto institucí se zabývají řadu let definicí a vývojem různých řečových elementů pro tvorbu náhradních zdrojových hlasů pro pacienty po totální laryngektomii. Všechny tyto HPE jsou založeny na principu vibrací kovových a později silikonových struktur různé geometrie umístěných v komůrce. Takto připravený HPE se vkládá do některého typu hlasového ventilu (viz kap. 6.2.1.) a dohromady tak tvoří hlasovou protézu. Počet aplikací u laryngektomovaných pacientů lze odhadnout řádově na desítky pacientů.

Schematické znázornění hlasových protéz vyvíjených v Groningenu jsou na obr. 6.6. a 6.7. (Patent č. WO/1999/053868).



Obr. 6.6. Princip jazýčků

Obr. 6.7. Princip rtů

Na obr. 6.6 při klidovém stavu jsou subglotický a supraglotický prostor vzájemně odděleny dvěma silikonovými plátkami, jež jsou ve vzájemném styku. Každý z těchto silikonových plátek je vetknut ve spodní části do stěn těla komůrky. Při zvýšeném subglotickém tlaku vzduchu se kontakt mezi plátkami uvolní, proud vzduchu začne proudit skrze pootevřené plátky, čímž se uvedou do pohybu a začnou vibrovat. Vibracemi se generují

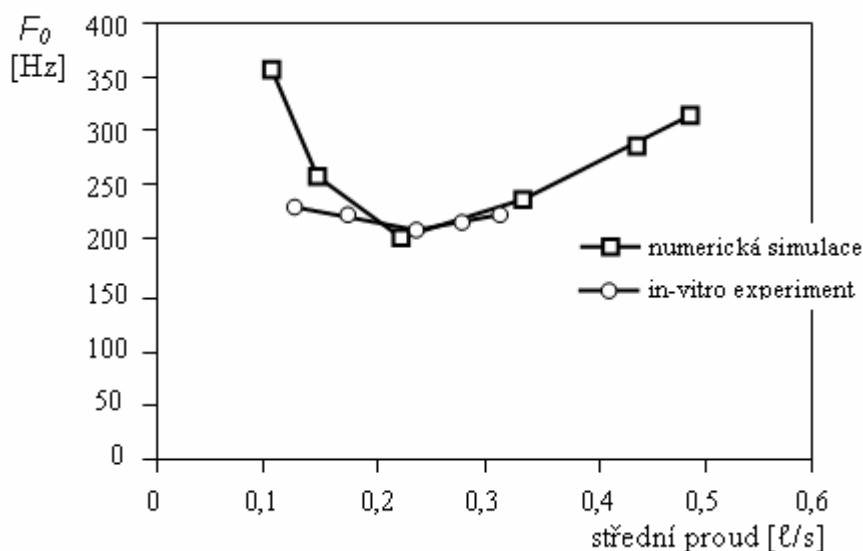
vzduchové pulsy, jejichž tlakové charakteristiky jsou původcem vzniku akustických vln a tudíž původcem zdrojového hlasu.

Obdobně funguje hlasový element dle obr.12.22. Plátek je vyztužen poddajnou tvárnou hmotou za účelem vylepšení elastických vlastností elementu a je zřejmé, že tato varianta se více podobá rtům hráče (na trubku).

Po vyhodnocení numerických simulací bylo vyrobeno 19 prototypů HPE různých parametrů a probíhaly experimenty in-vitro.

#### 6.4.1.1. Shrnutí výsledků experimentů s HPE z Groningenu

Základní frekvence jednotlivých typů HPE se výrazně mění se středním proudem, přičemž lineární změna proudu vzduchu způsobuje výrazně nelineární změnu základní frekvence  $F_0$  (viz obr. 6.8.). Vysvětlení může být následující: proud vzduchu rozevívá od sebe protilehlé struktury tak, že mezi nimi vzniká trvalá mezera, která je závislá na velikosti proudu. Struktury pak vibrují kolem nově vzniklé rovnovážné polohy. Stálá mezera mezi vibrujícími elementy dává příležitost vzniku flutteru (třepetání oddělených volných konců). Je známo, že u flutteru se frekvence kmitání mění s rychlostí proudícího média (příkladem je třepetající prapor v proudu vzduchu).



Obr. 6.8. Základní frekvence jako funkce středního proudu u prototypu využívající princip rtů

Dále bylo zjištěno, že se neprojevuje žádný vliv subglotického traktu na změnu základní frekvence  $F_0$ , kdežto spektrální vlastnosti supraglotického prostoru základní frekvenci  $F_0$  ovlivňují. Celkově se jevil výsledný řečový signál při testu in-vivo příliš slabý,

tj. průměrně okolo 5 dB slabší než regulární jícnový hlas. Zavedení vibračního elementu dovnitř hlasového ventilu způsobuje snížení základní frekvence. U charakteristik dle obr. 6.8. dochází na jejich počátku k poklesu  $F_0$  při narůstajícím proudu vzduchu; tato skutečnost není vhodná pro normální lidskou produkci.

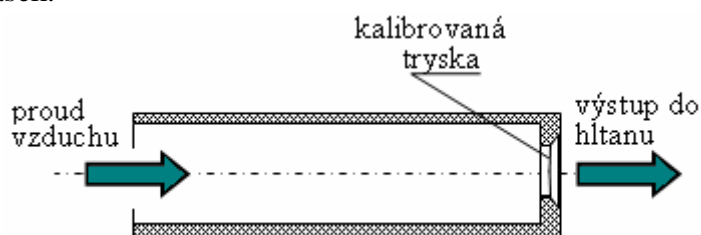
U vibračních elementů není podchycena možnost měnit intenzitu hlasu a současně nezávisle měnit jeho základní frekvenci. S velikostí proudu vzduchu se u sledovaných elementů totiž mění oba parametry současně. U lidských hlasivek se tyto dva odlišné parametry mění vzájemně nezávisle a na vůli mluvčího.

#### 6.4.2. Náhradní hlasivky VUT Brno

V rámci grantového projektu č. 106/98/K019 byl pracovníky ÚMTMB na FSI VUT Brno navržen, definován, prakticky realizován a analyzován nový princip funkce hlasivek. Praktickým výstupem řešení tohoto problému byl národní patent (Mišun V., 2003c) a mezinárodní patent (Mišun V., 2004c). Na základě těchto patentů bylo navrženo a vyrobeno několik typů umělých hlasivek, přičemž je můžeme rozdělit do dvou odlišných skupin: hlasivky pro šepot a hlasivky pro znělý hlas.

##### 6.4.2.1. Hlasivka pro šepot

Náhradní hlasivka pro generování hlasu šepem je jednoduchého tvaru, tj. klasickou tryskou. Při výtoku stlačeného vzduchu z trysky vzduch expanduje, generuje se šum, tedy zdrojový hlas. Je zapotřebí, aby šum frekvenčně pokryl rozsah alespoň tří formantů všech českých samohlásek.

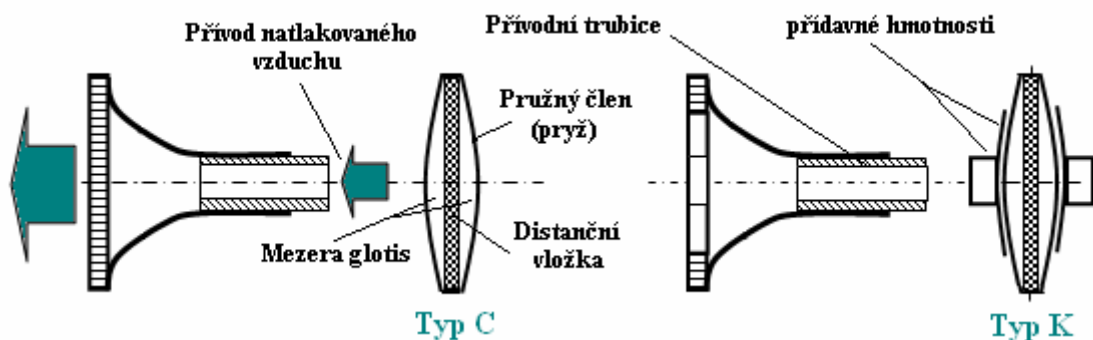


Obr. 6.9. Schéma hlasivky pro šepot

Spektrum generovaného šumu je závislé na těchto parametrech: na vnitřním průměru trysky, na geometrii vnitřního zakončení trysky (sražené, ostré nebo zaoblené apod.), na tlaku přivádějícího vzduchu.

### 6.4.2.2. Hlasivka pro znělý hlas

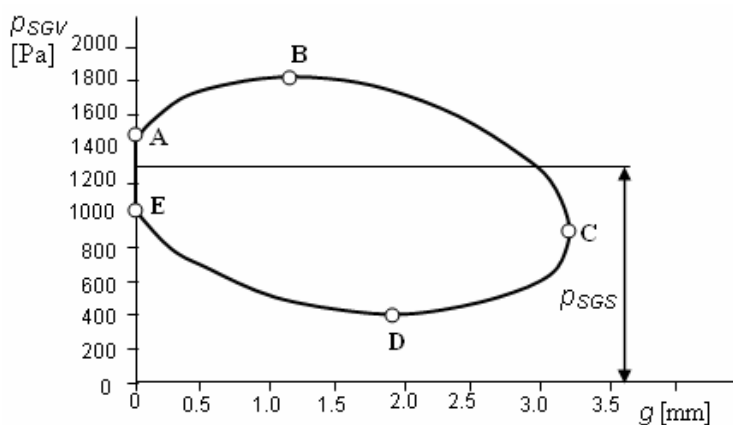
Umělé hlasivky pro znělý hlas jsou již komplikovanější. Jsou zkonstruovány na základě principu bublin tlakového vzduchu (viz kap. 4.6.) a mají obdobné akustické vlastnosti příslušných zdrojových hlasů, jako je tomu u lidských zdravých hlasivek.



Obr. 6.10. Konstrukční provedení umělé hlasivky fungující na principu bublin stlačeného vzduchu

Základní tvar a typ umělých hlasivek je zobrazen na obr. 6.10. Každá hlasivka se skládá ze tří základních částí: z pružné části (pryž, atd.), distanční vložky a přívodní trubice. Všechny verze mimo základní obsahují také vhodně tvarované přídavné hmotnosti. Frekvenční ladění hlasivek na požadovanou základní frekvenci  $F_0$  hlasu se realizuje právě pomocí těchto přídavných hmotností a vyztužujících částí dle obr. 6.10. vpravo.

Charakteristikou hlasivky je závislost výsledného subglotického tlaku na měnící se mezeře glotis, tj. závislost  $p_{SGV}(g)$ . Závislost je tvaru elipsy „useknuté“ během uzavření hlasivek (Obr. 6.11.). Základní frekvence zdrojového hlasu této hlasivky při její fonaci byla



Obr. 6.11. Charakteristika umělé hlasivky [1]

naměřena  $F_0 = 249$  Hz při nastavené střední hodnotě subglotického tlaku 1275 Pa. Střední hodnotu  $p_{SGS}$  pacient může vědomě měnit aktivitou plic. Se změnou této střední hodnoty se mění velikost plochy sledované charakteristiky, která definuje hlasivkou vyzařovanou akustickou energii.

Experimentálně bylo zjištěno, že základní frekvence  $F_0$  zdrojového hlasu umělých hlasivek se téměř nemění (resp. mění se v rozmezí okolo 0,04 %) v závislosti na hodnotě subglotického tlaku, tak i v závislosti na hodnotě objemu procházejícího vzduchu. Tak je tomu i u skutečných zdravých hlasivek. Zvětšenou aktivitou plic tedy pacient dosáhne zvýšení intenzity hlasu bez změny základní frekvence. Ta zůstává během celé fonace stejná, protože je dána pouze spektrálními a modálními vlastnostmi struktury hlasivek, které během fonace měnit nelze. [1]

V současném stadiu výzkumu je možno pacientům dodávat zdrojový hlas z umělé hlasivky externě.

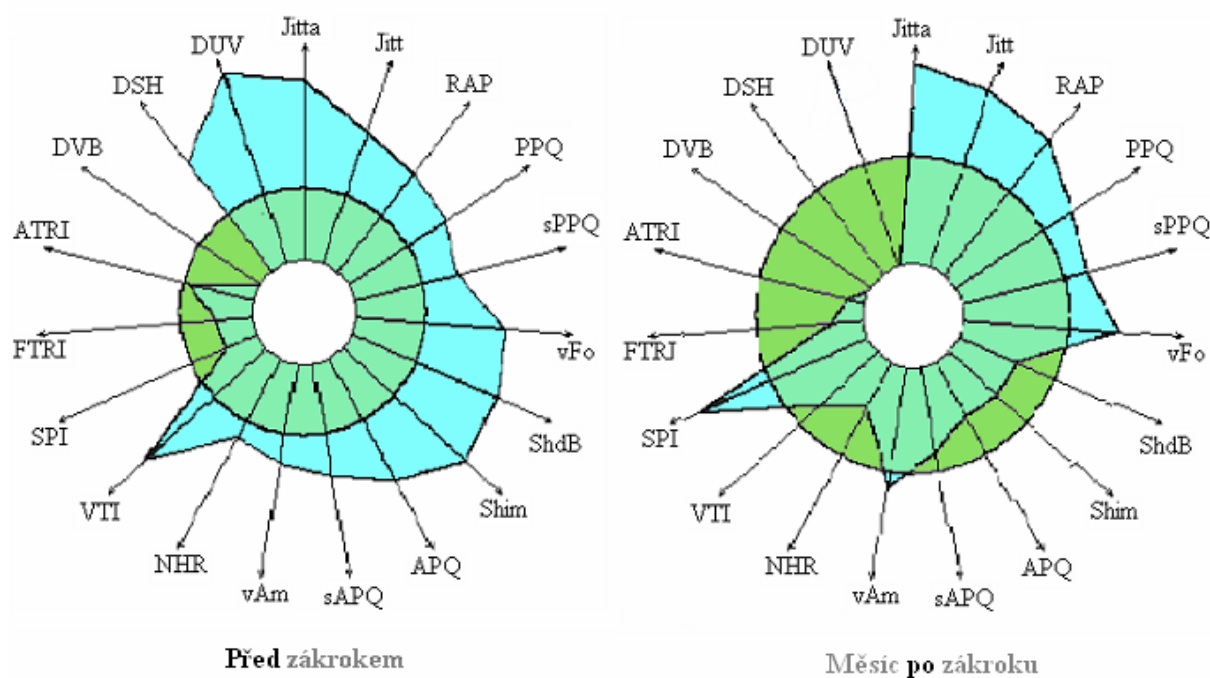
## 7. AKUSTICKÁ ANALÝZA NÁHRADNÍCH ZDROJOVÝCH HLASŮ

### 7.1. Analýza problému objektivního posuzování kvality hlasu

Abychom mohli posoudit kvalitu náhradních zdrojových hlasů, musíme provést jejich **akustickou analýzu**. Obor, který se zabývá vyšetřováním (také rehabilitací a léčbou poruch) hlasu se nazývá foniatrie. Jedním z důležitých aspektů foniatrického výzkumu je instrumentální analýza řeči, dnes často nazývána experimentální foniatrie.

Předmětem analýzy hlasu bude **objektivní posouzení kvality hlasu**. Problém objektivního posouzení hlasu řeší často lékaři - foniatři, kteří mají za úkol ohodnotit úspěšnost mikrochirurgického zákroku na hlasivkách (odstraňování polypů a uzlíků). Předpokladem je kombinace metod kvalitativní a kvantitativní analýzy.

Moderní metodou **kvalitativní** analýzy hlasu je tzv. multidimenzionální analýza (MDVP - Multi - Dimensional Voice Program). Moderní zařízení umožňují vyhodnocení



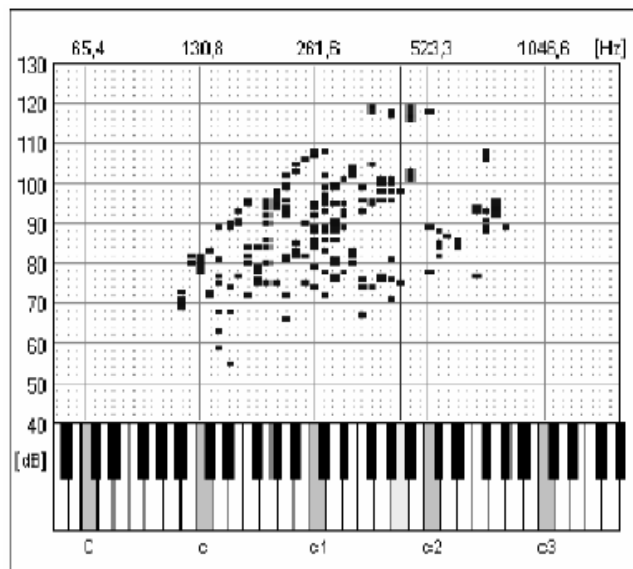
Obr. 7.1. MDVP diagramy pro objektivní posouzení kvality hlasu. Na jednotlivých paprscích jsou vyneseny hodnoty parametrů označených zkratkou.

prakticky všech definovaných objektivních parametrů hrtanového tónu a tím základní kvality hlasu. Je popsáno celkem 33 takových parametrů označených zkratkami (viz obr.7.1.) Vzhledem k finanční náročnosti zařízení není metoda zatím u nás běžně používána.

Zařízení automaticky srovnává zjištěné hodnoty s normou (zelené kolečko na obr. 7.1.) , která byla stanovena vyšetřením velkého množství zdravých hlasů. Výsledky tohoto vyšetření se zobrazují do tzv. multidimenzionálního diagramu (obr. 7.1.). Pokud hodnota některého z parametrů přesáhne hranici zeleného kolečka je hlas vyhodnocen jako patologický (patologické hodnoty jsou vyznačeny modře).

Metodou **kvantitativní** analýzy je VRP – hlasové pole (Voice Range Profile, obr. 7.2.). Hlasové pole se sestaví jako shluk bodů, z nichž každý vyjadřuje hladinu akustické intenzity hlasu [dB] odpovídající dané základní frekvenci  $F_0$

[Hz]. Vyhodnocuje se rozsah (minimální a maximální dosažená intenzita a frekvence), obvod a plocha, tvarové charakteristiky a statistické parametry tohoto pole. [7]



Obr. 7.2. VRP – hlasové pole pro kvantitativní analýzu kvality hlasu

## 7.2. Podstatné veličiny akustické analýzy hlasu

**Hladina akustického tlaku** (Sound Pressure Level) [dB] *SPL* – aby byl hlas slyšet, musí mít dostatečnou intenzitu. Akustická intenzita [ $\text{W}/\text{m}^2$ ] je vektorová veličina popisující množství a směr toku akustické energie. Ta lze v běžných vyjádřit i pomocí *SPL*. Pro běžný hovor je typická hladina akustické intenzity 60 až 80 dB, přičemž změna hladiny o 3 dB je subjektivně hodnocena jako málo znatelná a změna o 10 dB je již vnímána jako dvounásobné zesílení zvuku. [2]

**Základní frekvence hlasu [Hz]** – určuje výšku hlasu (mužský vs. ženský hlas)

**Formanty** – jejich poloha [Hz] a zvýraznění

**Znělost** – parametr popisující procentuální podíl neznělých (hlasivky nevibrují) úseků v signálu se nazývá **stupeň neznělých úseků** (Degree of Voiceless) [%] *DUV*. Normou pro zdravý hlas je  $DUV = 0\%$ . Každá jiná hodnota je považována za znak patologie hlasu (např. u běžného nachlazení). [7], [14]



**Frekvenční kolísání (Jitter)** – určuje stabilitu hlasu. Parametry jsou: [7], [14]

*Absolutní Jitter* [ $\mu$ s] *Jita*: průměrný absolutní rozdíl dvou po sobě jdoucích period. Mezní hodnota pro fyziologický hlas je  $Jita_{MEZ} = 83,200 \mu$ s.

*Jitter* [%] *Jitt* : průměrný absolutní rozdíl dvou po sobě jdoucích period, dělený průměrnou periodou. Mezní hodnota pro fyziologický hlas je  $Jitt_{MEZ} = 1,040 \%$ .

*Relativní průměrná odchylka* (Relative Average Perturbation) [%] *RAP*: průměrný absolutní rozdíl mezi periodou a průměrem jejím a jejích dvou sousedů, dělený průměrnou periodou. Mezní hodnota pro fyziologický hlas je  $RAP_{MEZ} = 0.680 \%$ .

*Pětibodový kvocient odchylky periody* (five-point Period Perturbation Quotient) [%] *PPQ*: průměrný absolutní rozdíl mezi periodou a průměrem jejím a jejích čtyř nejbližších sousedů, dělený průměrnou periodou. Mezní hodnota pro fyziologický hlas je  $PPQ_{MEZ} = 0.840 \%$ .

**Amplitudové kolísání (Shimmer)** Parametry jsou: [7], [14]

*Shimmer* [%] *Shim*: průměrný absolutní rozdíl amplitud po sobě jdoucích period, dělený průměrnou amplitudou. Mezní hodnota pro fyziologický hlas je  $Shim_{MEZ} = 3.810 \%$ .

*Shimmer* [dB] *ShdB*: průměrný absolutní dekadický logaritmus rozdílu amplitud po sobě jdoucích period násobený 20. Mezní hodnota pro fyziologický hlas je  $ShdB_{MEZ} = 0.350$  dB.

*Kvocient amplitudové odchylky* (Amplitude Perturbation Quotient) [%] *APQ*: průměr absolutního rozdílu amplitudy periody a průměrných amplitud její a jejích čtyř nejbližších sousedů, dělený průměrnou amplitudou. Mezní hodnota pro fyziologický hlas je  $APQ_{MEZ} = 3.070 \%$ .

**Šumové parametry** – určují přesně zašumění signálu: [7], [14]

*Poměr harmonických složek k šumu* (Harmonic to Noise Ratio) [dB] *HNR*: představuje stupeň akustické periodicity. Zdravý hlas má u samohlásky „a“ HNR kolem 20 [dB].  $HNR = 0$  dB značí rovnoměrné rozložení energie mezi harmonickou a šumovou složku signálu.

*Poměr šumu k harmonickým složkám signálu* (Noise to Harmonic Ratio) [-] *NHR*: celkové trvání šumu dělené dobou trvání signálu. U zdravého hlasu je NHR kolem 0,005.  $NHR = 1$  je čistý šum.

**Počet harmonických složek ve spektru** – je potřeba, aby byl ve spektru dostatečný počet vyšších harmonických složek pro pokrytí frekvenčního pásma výskytu prvních tří formantů všech českých samohlásek (což je od 200 Hz do 3200 Hz (podle Wellse, 2007)). [1], [3]

### 7.3. Realizace akustické analýzy

Jícnový hlas a hlas s použitím elektrolarynxu použitý v analýze byl praktikován laryngektomovaným pacientem, který používá primárně jícnový hlas.

Signál byl nahráván mikrofonom přiloženým k ústům (resp. hlasivkám) mimo hlavní proud a pomocí zvukové karty převeden do počítače ve formátu wav. se vzorkovací frekvencí 44,1 kHz. Signálem byla udržovaná samohláska „a“ (u umělých hlasivek zdrojový hlas).

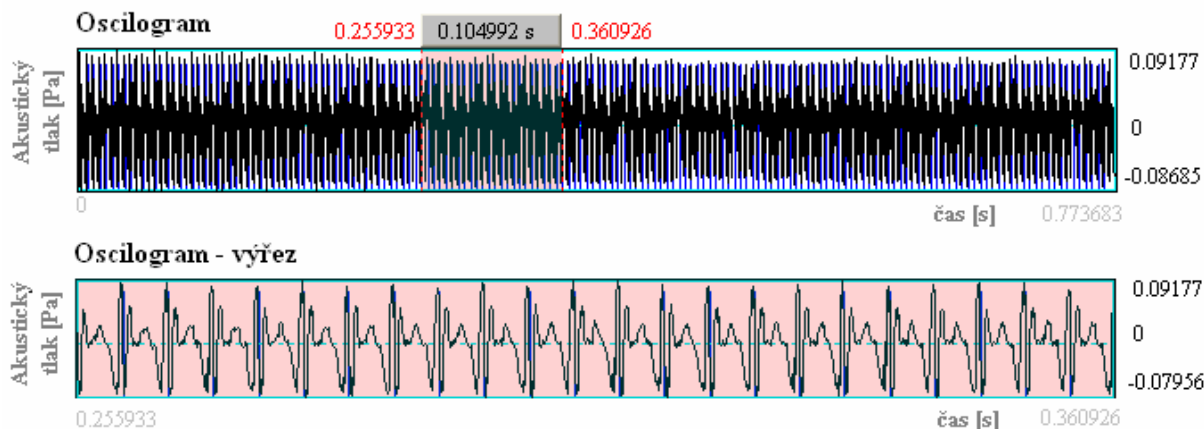
Měření na umělých hlasivkách bylo prováděno pouze bez vokálního traktu, takže nebudou vyhodnocovány formanty. Na počátku experimentu byly obě pružné části hlasivky u sebe - ve fonačním nastavení. Do subglotického prostoru se přiváděl hadičkou stlačený vzduch z tlakové nádoby. Potřebný akustický tlak se měřil příslušným mikrofonom na výstupu z hlasivky (v supraglotickém prostoru).

K vyhodnocení jednotlivých kvalitativních parametrů byl využit holandský software Praat volně dostupný na <http://www.fon.hum.uva.nl/praat/>. Pro výpočet FFT (Fast Fourier Transform) a vykreslení spektra byl použit program Matlab (skript na zpracování wav souboru na spektrum byl dodán vedoucím diplomové práce).

Nebylo vyhodnocováno všech 33 parametrů MDVP, ale pouze ty, které jsou dostupné v programu Praat a které jsou popsány v odst. 7.2. Rovněž nebyly konstruovány diagramy, protože nesledujeme vývoj kvality hlasu a nepotřebujeme tedy takovou názornost. Výsledky budou shrnuty v přehledné tabulce s vyznačenými hodnotami překračující mez.

### 7.4. Prezentace výsledků akustické analýzy

Pro lepší orientaci ve výsledcích analýzy zde budou popsány jednotlivé způsoby zobrazení signálu na příkladu zdravého ženského hlasu (mého), který zároveň poslouží čtenáři pro porovnání s ostatními analyzovanými (náhradními) hlasy. Hlas resp. zvuk je fyzikálně série tlakových změn v médiu. Nejběžnější způsob zobrazení řečového signálu (tj. tlakových změn) je oscilogram, kde horizontální osa je časová a křivka ukazuje změny tzv. akustického tlaku [Pa]. Na obr. 7.3. je uveden příklad takového oscilogramu udržované samohlásky „a“.

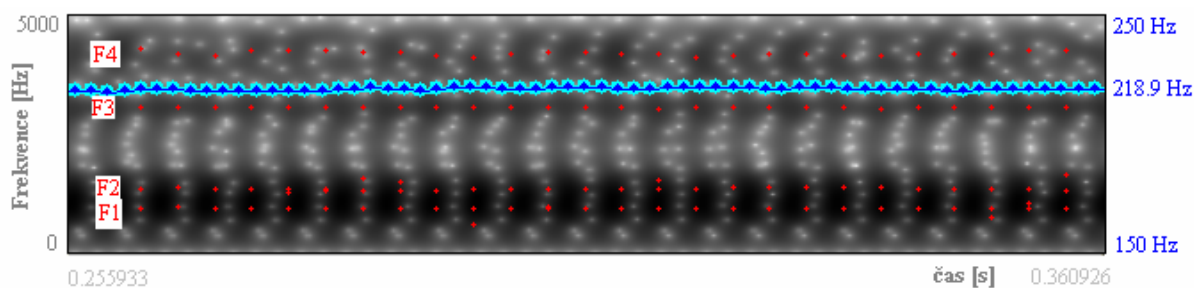


Obr. 7.3. Oscilogram – zdravý hlas, samohláska „a“

Vždy bude nejdříve zobrazen celý signál s naznačeným výběrem, který je umístěn pod ním (růžová barva). Z oscilogramu lze vyčíst periodu, amplitudu, periodicitu a harmonicitu signálu.

### Spektrogram

U spektrogramu (obr. 7.4.) je horizontální osa časová a na vertikální ose je frekvence. Třetí dimenze (amplituda energie) je reprezentována stupněmi šedi. Místa s největší amplitudou jsou nejtmaší.



Obr. 7.4. Spektrogram s vyznačenými formanty (červené tečky) a základní frekvencí (modře); zdravý hlas, samohláska „a“

Jednotlivé zvuky zobrazené spektrogramem se velmi liší. Zvuky blízké šumu se zobrazí jako šedavá plocha bez výrazných tmavých a světlých míst a bez jakékoliv pravidelnosti. U znělého hlasu se projevuje mnohem více organizovanosti: vysoké amplitudy (tmavá místa) vytváří napříč spektrogramem horizontální pruhy. Jde o **formanty** (viz kap. 4.3.1.), které jsou číslovány od spodu nahoru F1, F2,... (na obr. 7.4. červené tečky).

Formanty jeví vertikální rýhování. Tyto vertikální čáry odpovídají jednomu kmitu hlasivek. Může se tedy stanovit podle počtu vertikálních rýh v určitém časovém úseku frekvence základního tónu. Přesné frekvenční ohraničení formantů odpovídá jasnému hlasu.

Nepřesné ohraničení formantů, jakoby jemné vlákňení kolem jejich frekvence zobrazuje příměs šumu ve hlase.

Ve spektrogramech je znázorněna modře **základní frekvence (pitch,  $F_0$ )**. Základní frekvence je dominantní frekvence zvuku produkovaného hlasivkami, avšak získávána je analýzou finální řeči. To skýtá několik problémů – jak rozpoznat znělou a neznělou část signálu; rozluštit řečový signál a zkusit nalézt, které oscilace patří zdroji a které vznikly jiným způsobem je problém. Dodnes nebyl nalezen algoritmus, který by byl funkční pro všechny situace. Z průběhu tzv. pitch extrakce (na obr. 7.4., modře) se usuzuje na stabilní či nestabilní hlas.

### Spektrum

Každá periodická závislost může být popsána součtem několika jednoduchých sinusových vln, každá s určitou amplitudou, frekvencí a fází. Spektrum zobrazuje rozložení frekvencí a amplitud v jednom časovém okamžiku. Pokud bychom chtěli vykreslit spektrum jako funkci času, museli bychom použít 3D diagram (takovým je např. spektrogram). Ze spektra se dá určit především počet vyšších harmonických složek a poloha formantů.



Obr. 7.5. Spektrum signálu s vyznačenou základní frekvencí  $F_0$  (červeně) a vyššími harmonickými složkami (zeleně) s klesající amplitudou; zdravý hlas, samohláska „a“

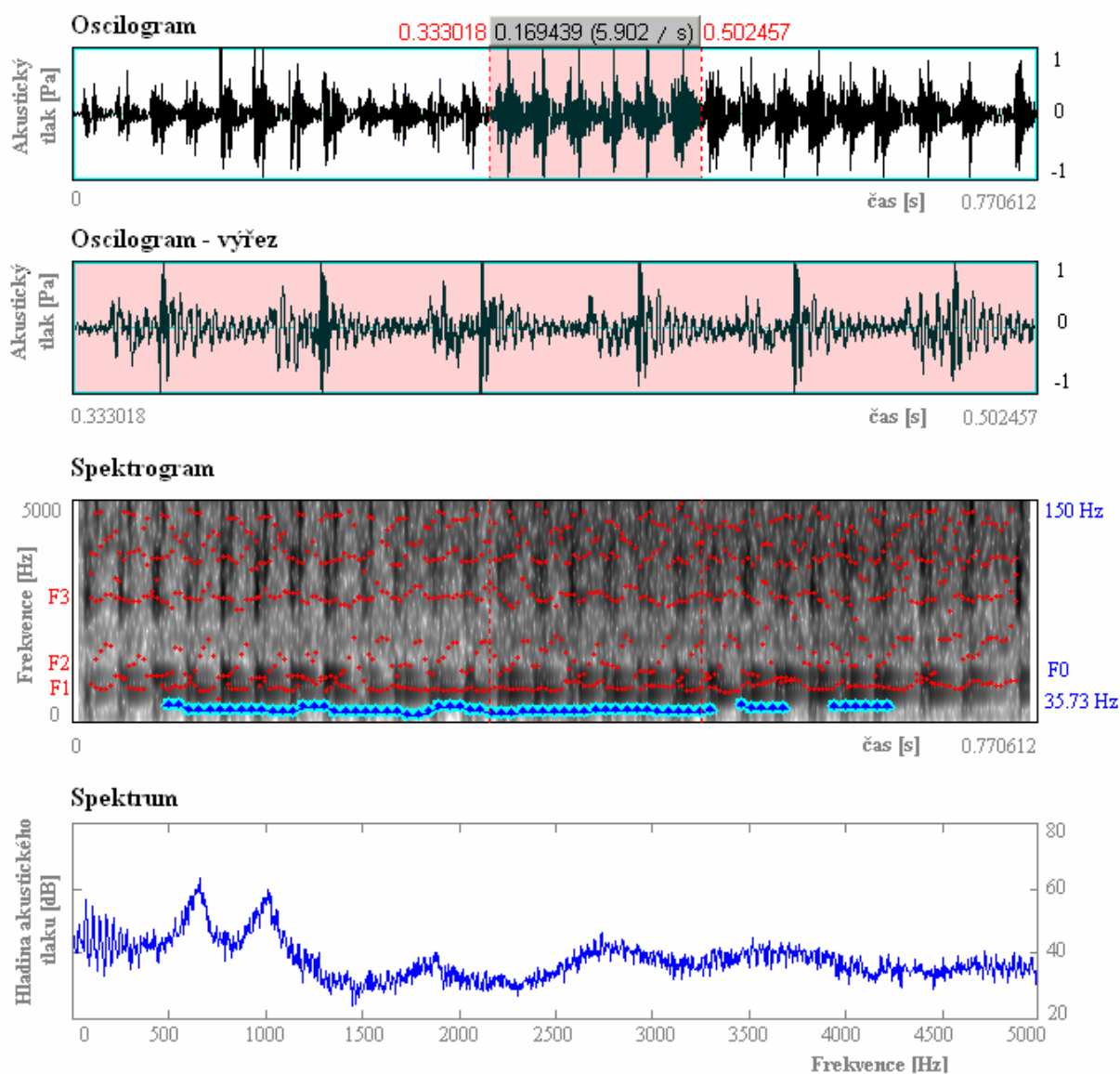
### Tabulka statisticky zpracovaných formantů (červených teček ze spektrogramu)

	F1 [Hz]	F2 [Hz]	F3 [Hz]
medián	903	1313	2982
průměr	890	1285	2486
směrodat. odch. od průměru	78	97	743

Tabulka 7-I: Formanty zdravého hlasu z obr. 7.4.

Formanty jsou zpracovávány pro celou délku záznamu hlasu. Z rozdílu mediánu a průměru jednotlivých formantů lze usoudit, nakolik se projevuje vliv extrémních hodnot.

## 7.4.1. Jícnový hlas



Pozn.: referenční hodnota pro vyjádření hladiny akustického tlaku je  $20 \mu\text{Pa}$ .

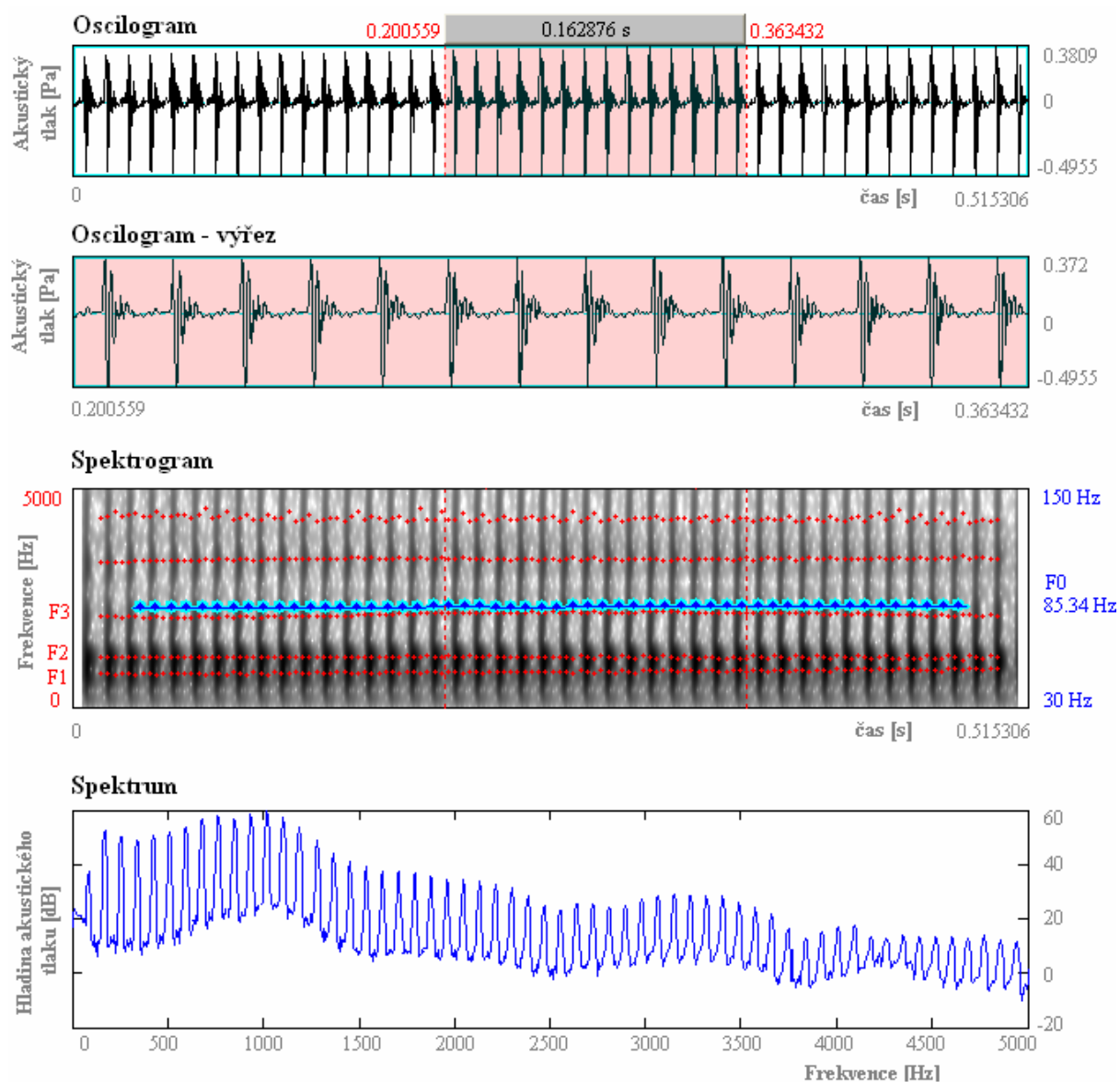
Obr. 7.6. Výsledky analýzy jícnového hlasu; samohláska „a“

## Formanty

	F1 [Hz]	F2 [Hz]	F3 [Hz]
medián	783	1326	2809
průměr	<b>783 ± 85</b>	<b>1253</b>	<b>2477</b>
směrodat. odch. od průměru	85	315	137
odečtené ze spektra	<b>657</b>	<b>1026</b>	<b>2789</b>

Tabulka 7-II: Formanty jícnového hlasu z obr. 7.6.

## 7.4.2. Elektronický hrtan



Pozn.: referenční hodnota pro vyjádření hladiny akustického tlaku je 20  $\mu$ Pa.

Obr. 7.7. Výsledky analýzy hlasu laryngektomovaného pacienta s použitím elektronického hrtanu; samohláska „a“

## Formanty

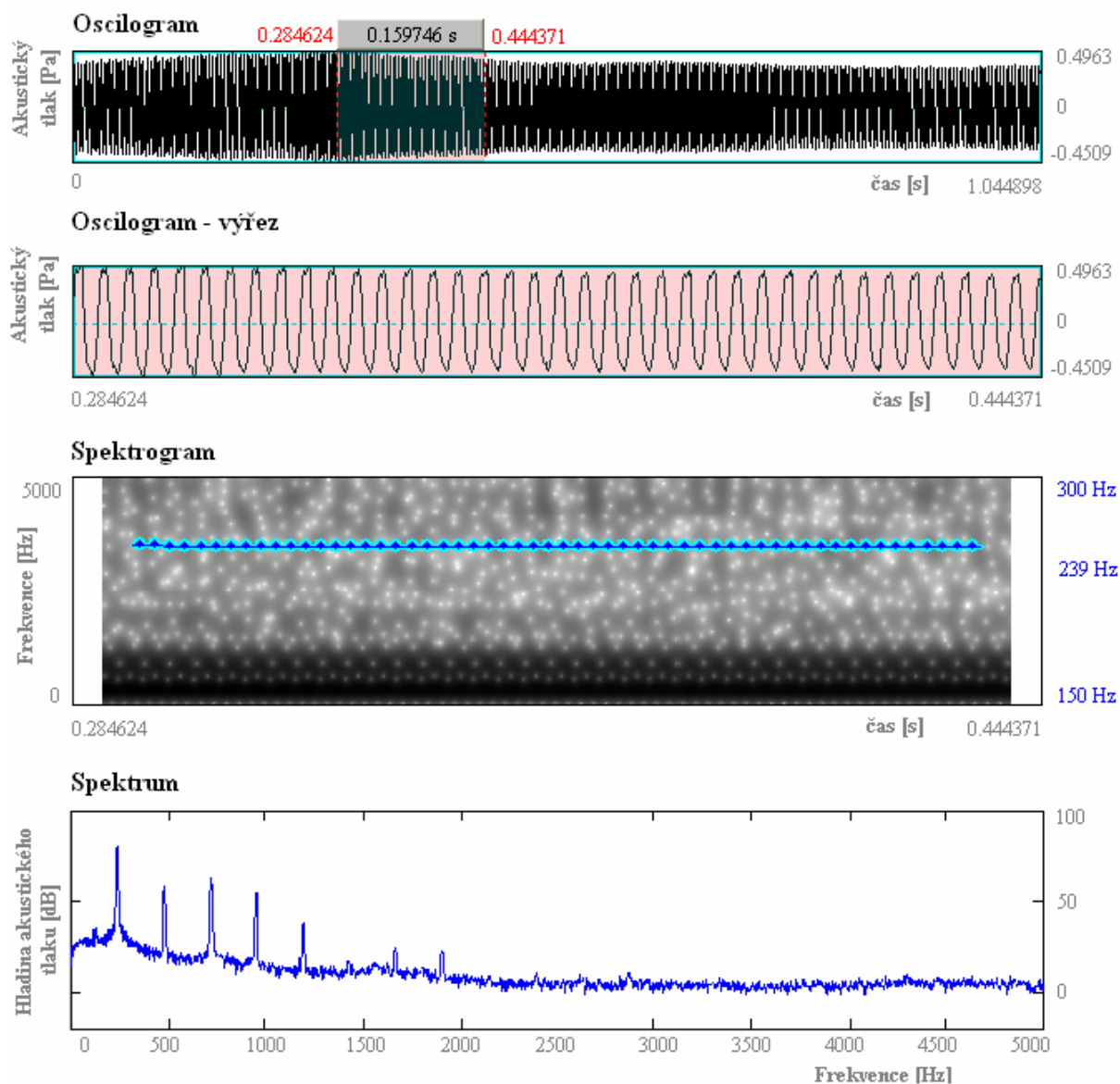
	F1 [Hz]	F2 [Hz]	F3 [Hz]
medián	793	1124	2110
průměr	793	1125	2104
směrodat. odch. od průměru	35	22	42
odečtené ze spektra	802	1082	2089

Tabulka 7-III: Formanty hlasu z obr. 7.7.

### 7.4.3. Umělá hlasivka VUT Brno

#### Hlasivka typu C

Hlasivka typu C sestává pouze ze základního pružného elementu, bez další přídavné hmotnosti (Obr. 6.10. vlevo).



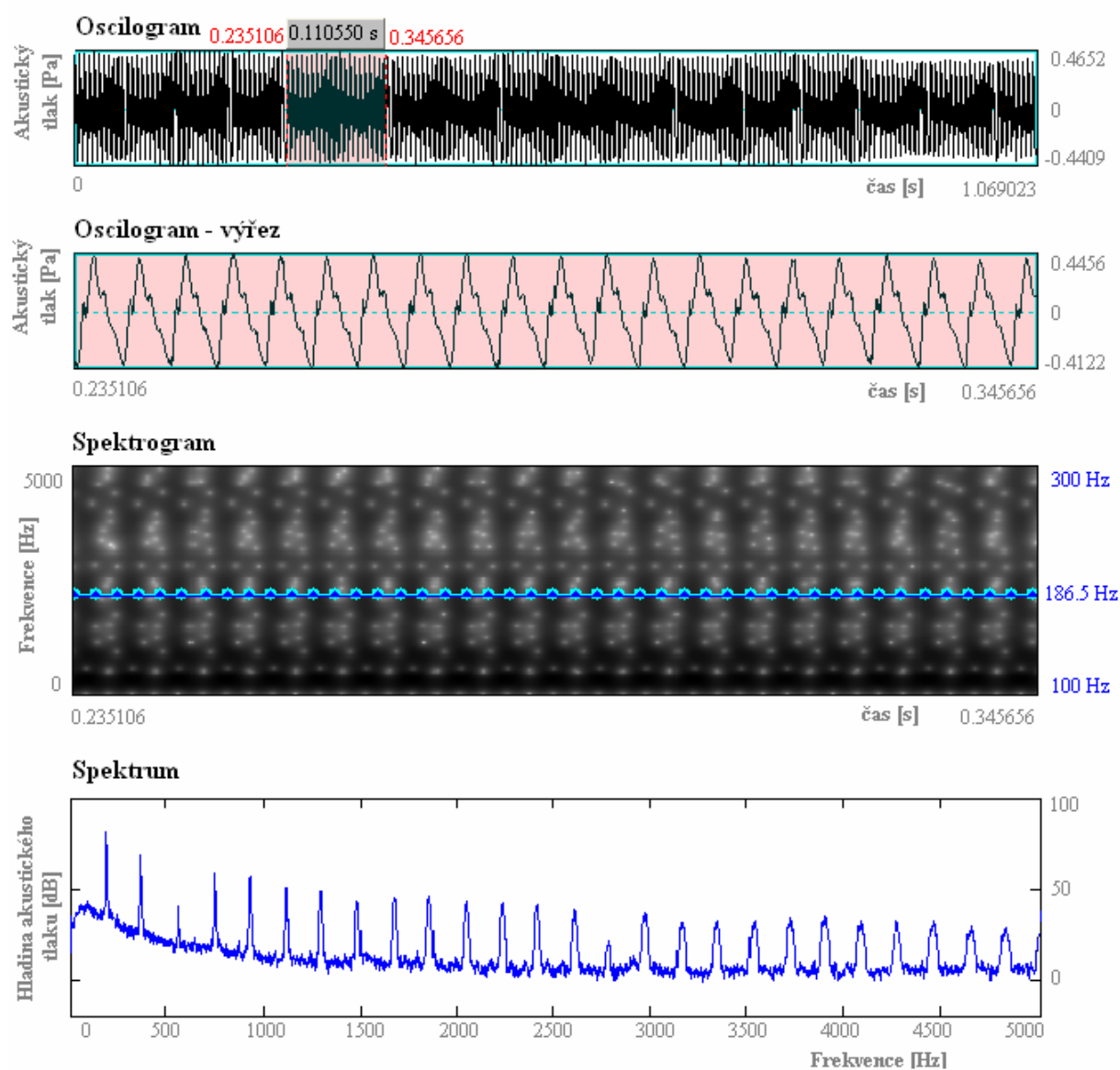
Pozn.: referenční hodnota pro vyjádření hladiny akustického tlaku je  $20 \mu\text{Pa}$ .

Obr. 7.8. Analýza zdrojového hlasu umělé hlasivky typu C zkonstruované na ÚMTMB, FSI, VUT Brno

U umělých hlasivek nejsou vyhodnocovány formanty, protože hlas vzniklý v hlasivce dále neprochází žádnou kavitou, jejíž vlastní frekvence by mohly být zvýrazněny.

### Hlasivka typu K

Konstrukční provedení hlasivky typu *K* je znázorněno na obr. 6.10. vpravo. Zvětšení hmotnosti a rovněž i jistého vyztužení hlasivky bylo realizováno přilepením úzkých pružných pásů a dalších diskretních hmotných prvků o celkové hmotnosti  $m_K$ , čímž bylo dosaženo frekvenčního naladění hlasivky na jinou frekvenci než má hlasivka typu *C*.



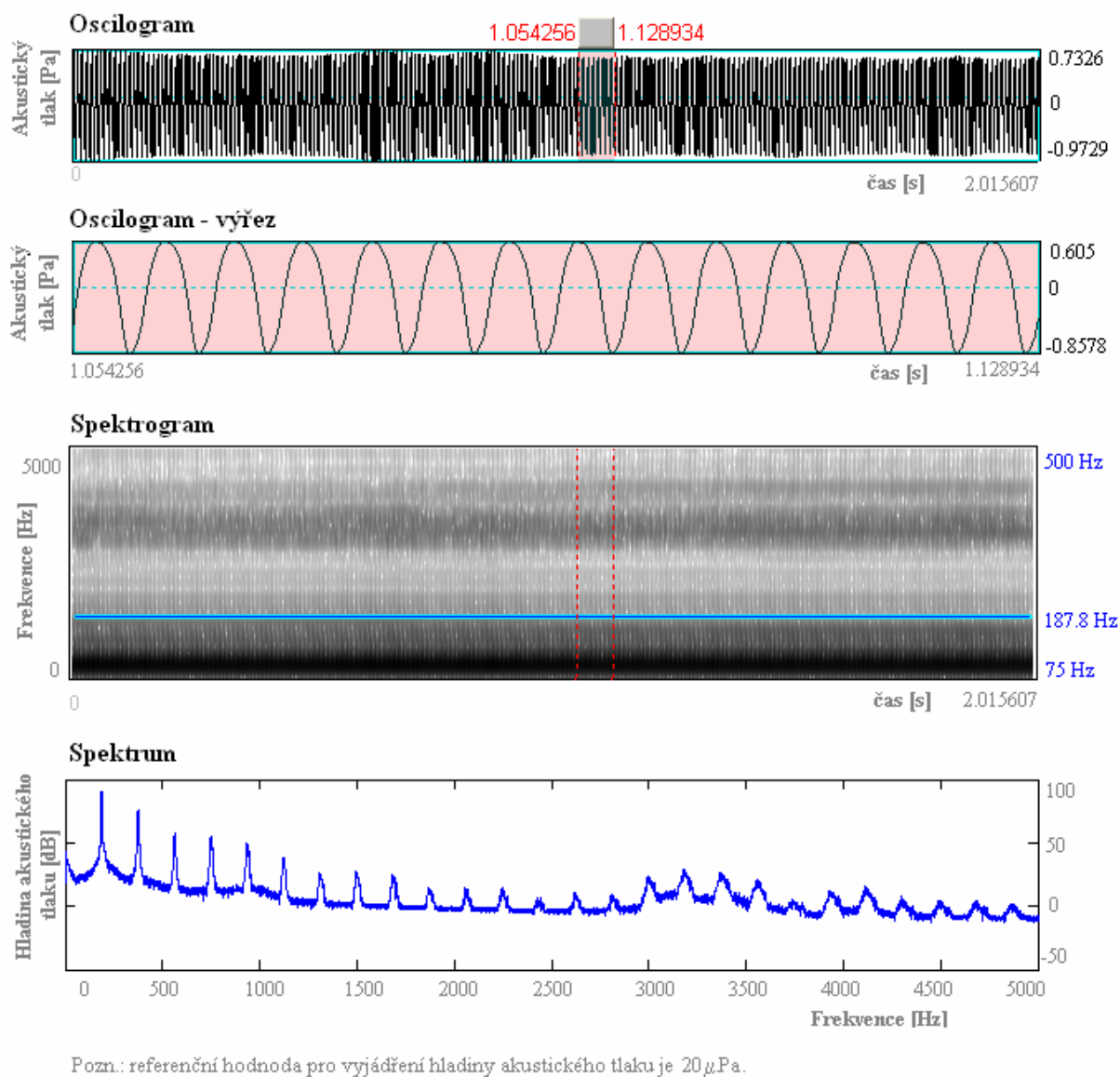
Pozn.: referenční hodnota pro vyjádření hladiny akustického tlaku je  $20 \mu\text{Pa}$ .

Obr. 7.9. Analýza zdrojového hlasu umělé hlasivky typu *K* zkonstruované na ÚMTMB, FSI, VUT Brno



#### 7.4.4. Zdrojový hlas tvořený zdravými lidskými hlasivkami

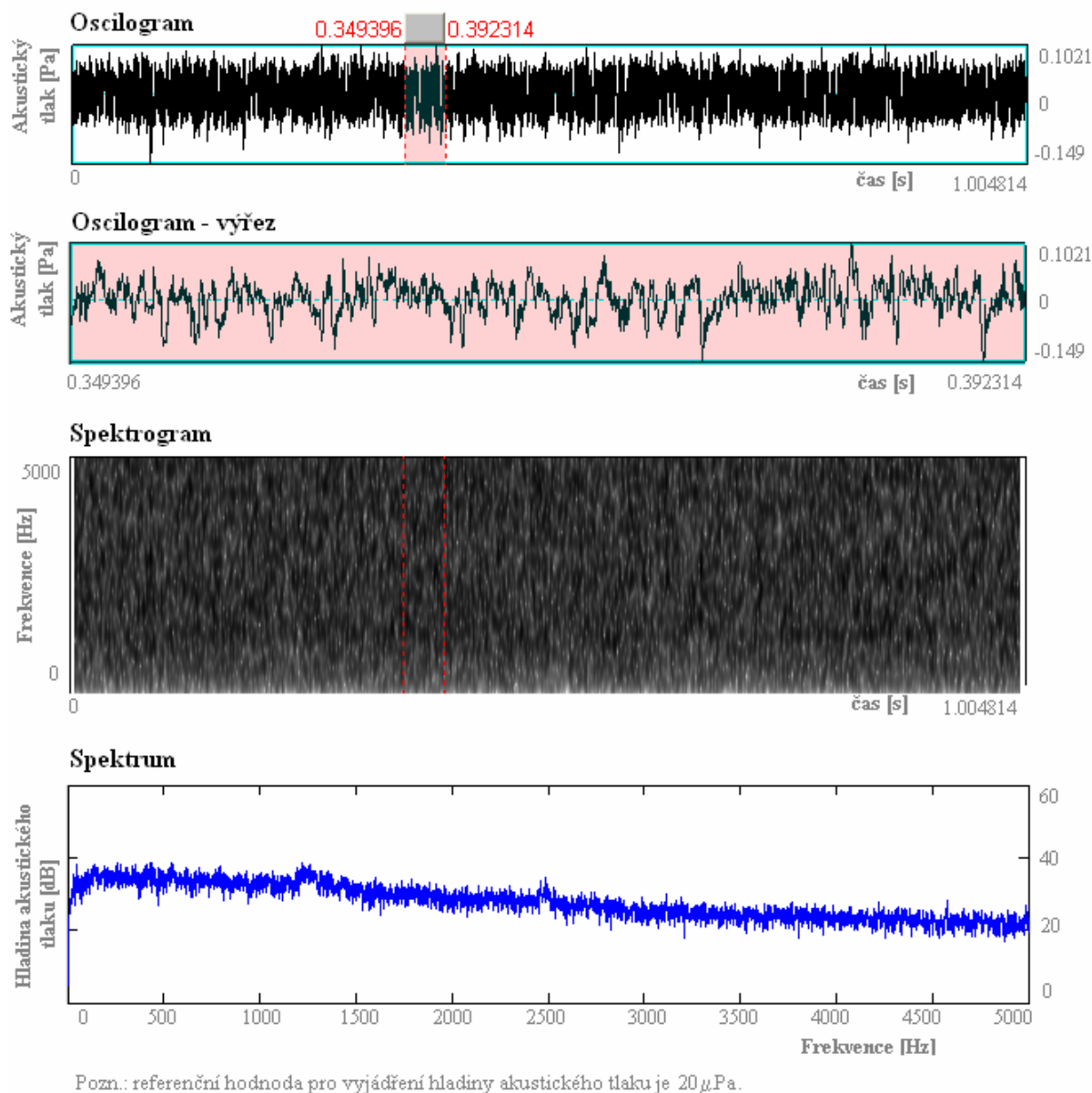
Zdrojový hlas byl nahráván mikrofonem zasunutým co nehlouběji do ústní dutiny a obemknut rty, aby bylo zabráněno úniku vzduchu ústy. Mikrofon byl chráněn proti vniknutí nečistot papírovou trubičkou, což mohlo mírně ovlivnit výsledné spektrum.



Obr. 7.10. Analýza zdrojového hlasu zdravých lidských hlasivek

Vzorek z obr. 7.10 je autorčin hlas. Je tedy možno sledovat změny tvaru vlny a spektra ze zdrojového hlasu na samohlásku „a“.

## 7.4.5. Hlasivka pro šepot - tryska o průměru 2,5 mm



Obr. 7.11. Analýza zdrojového hlasu (šumu) umělé hlasivky pro generování šepotu (tryska)

Hlasivka pro šepot má generovat šum, který je průchodem přes vokální trakt zformován na samohlásku „a“. Bílý šum vykazuje stejnou spektrální energii ve všech složkách, tzn. spektrogram by měl být rovnoměrně šedý (zrnitý) a ve spektru by měla být vodorovná čára. Tomu se měřená tryska přiblížila, ale o čistý bílý šum nejde. Toto spektrum bude později porovnáváno se spektrem získaným z počítačové simulace proudění vzduchu právě touto tryskou.

#### 7.4.6. Vyhodnocení objektivních parametrů kvality hlasu

Pomocí softwaru Praat byla provedena akustická analýza jícnového hlasu, hlasu tvořeného pomocí elektronického hrtanu a dvou typů umělých hlasivek. Obrázky z této analýzy byly prezentovány v předešlém odstavci. Analýza hlasu jen podle sluchu a vlastním odečítáním ze spekter je subjektivní. Program Praat však přesně odečte a vypočítá jednotlivé **objektivní** parametry pro posouzení kvality hlasu. Parametry jsou shrnuty v tabulce 7-IV.

		Jícnový hlas	El. hrtan	Hlasivka C	Hlasivka K	Lidský (žena)	Lidský (muž)
<b>Základní frekvence F0</b>							
medián F0	[Hz]	36.261	85.342	238.735	186.134	187.448	100.441
průměrná F0	[Hz]	36.240	85.324	238.930	186.055	187.468	100.514
směrodatná odchylka F0	[Hz]	1.249	0.068	0.567	0.509	0.464	0.910
<b>Znělost</b>							
stupeň neznělých úseků (DUV)	[%]	2.059 (23/85)	0 (0/54)	0 (0/306)	0 (0/313)	0/597	0 (0/628)
<b>Jitter</b> (frekvenční kolísání)							
jitter (Jitt)	[%]	3.544	0.088	0.201	0.272	0.098	0.442
jitter (Jita)	[μs]	972.266	10.367	8.407	14.606	5.212	44.011
jitter (RAP)	[%]	2.163	0.054	0.123	0.168	0.050	0.248
jitter (PPQ)	[%]	2.491	0.051	0.114	0.158	0.060	0.276
<b>Shimmer</b> (amplitudové kolísání)							
shimmer (Shim)	[%]	12.112	0.586	1.532	3.618	0.371	2.243
shimmer (ShdB)	[dB]	1.122	0.051	0.133	0.314	0.032	0.198
shimmer (APQ)	[%]	10.525	0.548	0.822	2.299	0.153	1.310
<b>Periodicita</b> (šumové parametry)							
poměr šumu k harm. (NHR)	[1]	0.824593	0.001488	0.000353	0.003404	0.000033	0.001103
poměr harm. k šumu (HNR)	[dB]	1.387	30.539	36.102	25.825	45.521	30.704
<b>Délka analyzovaného signálu</b>	[s]	0.772	0.515	1.045	1.069	2.015608	2.092638
<b>Intenzita signálu</b>	[dB]	77.3	71.5	80.3	78,4	85,7	62.5

Tabulka 7-IV: Objektivní parametry pro posouzení kvality náhradního hlasu

Červeně vyznačené hodnoty v tabulce 7-IV jsou ty parametry, které překročily mez, kdy je ještě hlas považován za zdravý.

## 7.5. Analýza výsledků akustické analýzy

### 7.5.1. Jícnový hlas

Základní frekvence vyhodnocovaného jícnového hlasu (obr. 7.6.) je velmi nízká (35 Hz) a hlas je poměrně nestabilní (patrné z přerušovaného průběhu základní frekvence). Také perioda signálu není pro každý pulz stejná. (Ve skutečnosti je periodičita jícnového hlasu tak špatná, že se stěží našel vzorek ze souboru nahraných signálů, který vůbec šel analyzovat programem Praat.) Frekvenční kolísání popisují parametry Jitter, a ty v případě jícnového hlasu přesahují trojnásobně mezní hodnotu fyziologického hlasu (tab. 7-IV).

Z výřezu oscilogramu jícnového hlasu lze vyčíst, že je signál zašuměný (nemá harmonický průběh). Tomu odpovídá velmi nízká hodnota HNR (1.387 dB) a vysoká hodnota NHR (0.824 %), z čehož plyne, že signál tvoří z 82 % šum. Velká část tohoto šumu je ovšem jiného původu než sama tvorba jícnového hlasu. Tímto původcem je turbulentní proudění vzduchu vyfukovaného skrz stoma, jak pacient intuitivně vydechoval. Bylo prováděno měření, kdy si pacient při fonaci stoma zakrýval, aby se zamezilo příměsi nepatřičného šumu. Pacient ale se zakrytým stoma nebyl schopný kvalitní fonace – měl pocit, že se dusí. Výsledný hlas byl tak špatné kvality, že jej program Praat, nebyl schopný správně analyzovat. Všechny šumové parametry, stejně tak i parametry amplitudového kolísání (shimmer) překračují hranici danou pro fyziologický hlas.

V hlase jsou přítomny neznělé úseky ( $DUV = 2\%$ ), což se projevuje jako sípání a opět musí být hlas z důvodu překročení mezních hodnot vyhodnocen jako nezdravý.

Neharmonický průběh signálu je příčinou vzniku malého počtu vyšších harmonických složek ve spektru (přibližně 8 vyšších harmonických, jen do 350 Hz), takže tyto nemohou vybudit formanty. Formanty jsou zvýrazněny pouze přítomným šumem v hlasu. Z takového spektra se pak dá poměrně přesně určit poloha formantů. Formanty odečtené ze spektra se ovšem rozcházejí s formanty vypočítanými programem Praat (viz tab. 7-II). Rozdíl je způsoben nejspíš tím, že program měl problém vůbec najít základní frekvenci, a tomuto kolísavému průběhu  $f_0$  odpovídá také značně neuspořádané rozložení vypočítaných formantů znázorněných ve spektrogramu. Vlivem takto „ustřelených“ hodnot se posunula i střední hodnota formantů. Když jsem odečítala „ručně“ nejtěsnější místa spektrogramu (formanty), tak se hodnoty shodovaly s hodnotami odečtenými ze spektra.

### 7.5.2. Elektronický hrtan

Charakteristiky hlasu s použitím elektrolaryngu jeví opačné známky, než jícnový hlas. Základní frekvence je velmi stabilní (směrodatná odchylka pouze 0.068 Hz). Signál je silně harmonický (HNR = 30,5 dB) a průběh vlny z oscilogramu vykazuje skoky, což má za následek velký počet (cca 60) vyšších harmonických přes celé sledované frekvenční pásmo (obr. 7.7.). Ovšem tyto harmonické jeví menší spektrální pokles, než jaký lze vidět u zdravého hlasu (obr. 7.5.) a rovněž základna tvaru vyšších harmonických zůstává přes celé frekvenční pásmo úzká, kdežto u zdravého hlasu se rozšiřuje (viz obr. 7.8.) Jak již bylo řečeno v kap.4.1., užší (špičatější) amplitudy ve spektru mají spektrální energii soustředěnou do menší frekvenční oblasti (znění čistěji) a odeznívají pomaleji. Protože lidské smysly vnímají nejpříjemněji zkreslení pouze druhou a třetí harmonickou a vysoké harmonické jsou již vnímány nepříjemně [13], může být příčinou robotického vyznění hlasu právě výše popsaná odchylka tvaru amplitud vyšších harmonických elektrolaryngu a zdravého hlasu.

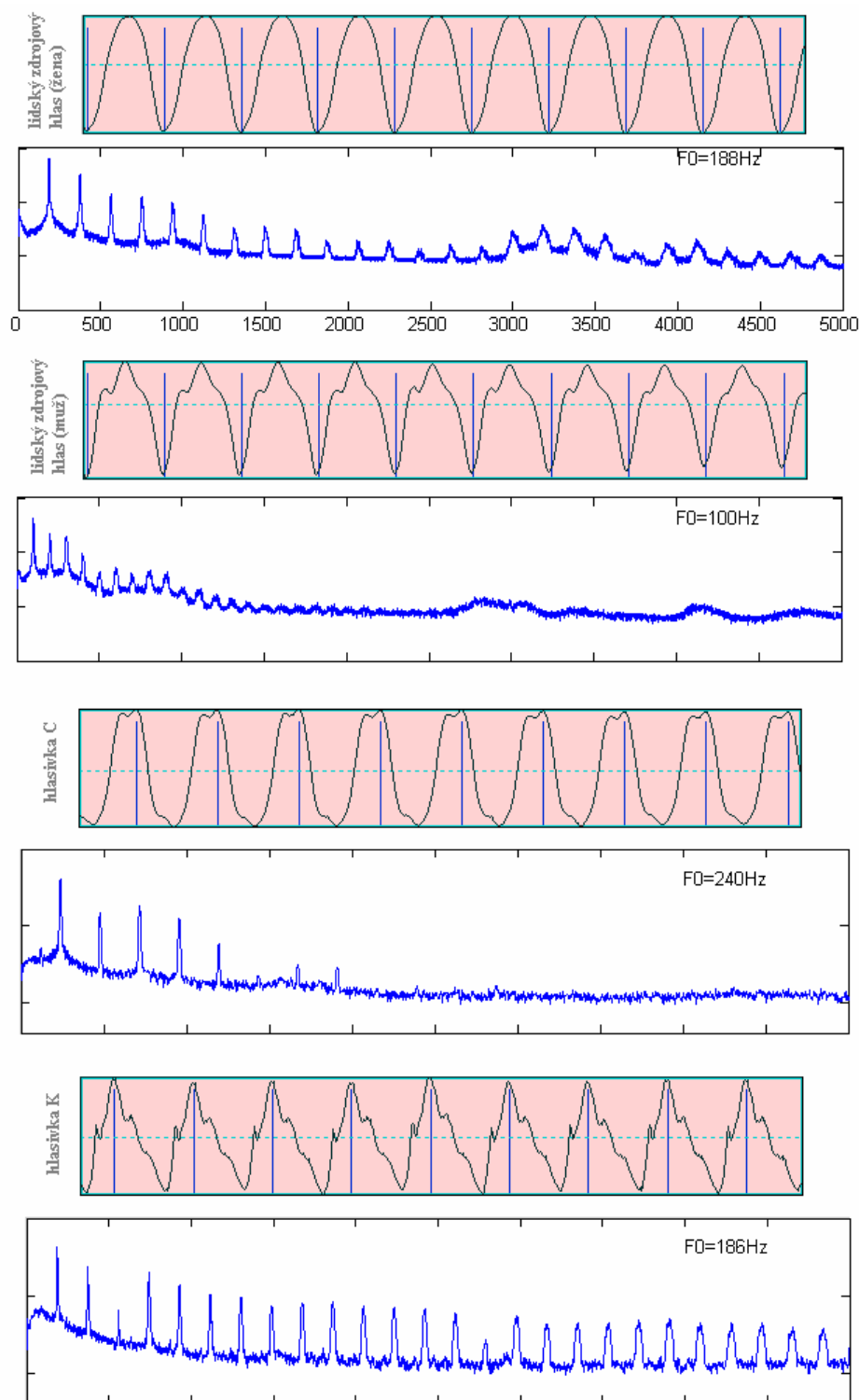
### 7.5.3. Zdrojové hlasy

Předešlé analýzy se týkaly již zformovaných hlasů, nyní se budeme zabývat analýzou hlasů zdrojových, tj. takových, které právě opouští zdroj a začínají se šířit se do okolí.

Všechny zkoumané zdrojové hlasy jsou objektivně vyhodnotitelné jako kvalitní, protože všechny kvalitativní parametry jsou hluboko pod mezí. Pojdme se však podívat na jednotlivé rozdíly v průbězích vln a jim odpovídajících spektrech. Na obr. 7.9. jsou seskupeny oscilogramy s odpovídajícím spektrem pro jednotlivé zdrojové hlasy do přehledné formy. Dva zdrojové hlasy lidské a dva zdrojové hlasy umělých hlasivek. Zajímají nás teď pouze jejich tvary, proto jsem si dovolila nepopisovat osy.

Oběma lidským zdrojovým hlasům je společná asymetrie amplitud (amplitudy umělých hlasů jsou relativně symetrické). Na poslech se hlasy ženy a hlasivky C podobaly. U obou těchto vln nejsou přítomny skoky, přičemž u hlasivky C to má za důsledek nízký počet vyšších harmonických. U spektra ženského zdrojového hlasu je absence skoku nejspíš nahrazena zmíněnou asymetrií amplitud a nestejným průběhem kladné a záporné amplitudy (nahore je vlna širší, dole užší.). I když v porovnání frekvenční oblasti pokryté vyššími harmonickými hlasivky C a mužského hlasu se nedá považovat nižší počet harmonických za zásadní nedostatek. Stačí určitě ke zvýraznění prvních dvou formantů.

Hlasivka K má spektrum nápadně podobné hlasu s pomocí elektrolaryngu (obr. 7.7.), alespoň co se počtu a tvaru vyšších harmonických týče. Stejně jako elektrolaryng je na poslech „ubzučená“ (způsobeno pravděpodobně tvarem vysokých harmonických (viz kap. 7.5.2.)).



Obr. 7.9. Srovnání tvarů vln a jim odpovídajících tvarům spekter zdrojových hlasů

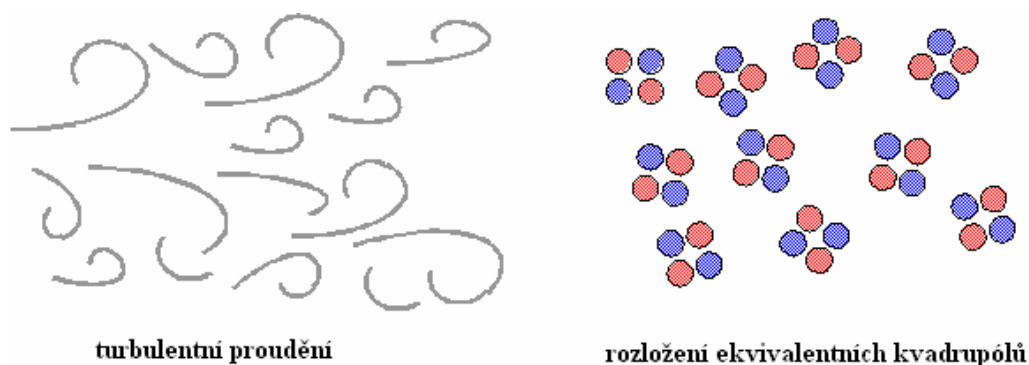
## 8. NUMERICKÁ SIMULACE VZNIKU A PROPAGACE AERODYNAMICKÉHO HLUKU

### 8.1. Analýza problému

Problém simulace vzniku aerodynamického hluku a jeho propagace spadá do oblasti počítačové aeroakustiky (**CAA** – Computational Aeroacoustics), která úzce souvisí s počítačovou dynamikou tekutin (**CFD** – Computational Fluid Dynamics).

Dynamika tekutin (FD - Fluid Dynamics) je součástí newtonovské (tzv. klasické) fyziky a studuje takové fenomény, jako jsou proudění tryskou, turbulence, rotující proudění, aeroakustika... Tyto jevy popisuje pomocí diferenciálních rovnic (u aerodynamiky jsou to Navier-Stokesovy rovnice pro stačitelný plyn – jsou nelineární a obecně pro ně neexistuje analytické řešení). CFD je částí aplikované matematiky a jde v ní o umění nahrazení parciálních diferenciálních rovnic řídících proudění tekutiny soustavou algebraických rovnic (tzv. diskretizaci). Pro přibližné řešení této soustavy algebraických rovnic může být použita některá ze známých metod diskretizace (MKP, MKO, MHP).

Aeroakustika je větev akustiky, která studuje vznik hluku v důsledku turbulentního proudění nebo aerodynamických sil interagujících s povrchy. Vznik hluku může být též přidružen k periodicky se měnícímu proudu. Ačkoliv ještě není sestavena kompletní vědecká teorie týkající se aerodynamického vzniku hluku, většina aeroakustických analýz je založena na Lighthillově analogii (také Akustická analogie). [8], [13]



**Obr. 8.1.** Lighthillova analogie (Akustická analogie). Hluk generovaný turbulentním proudem je stejný jako pole generované rozmístěním kvadrupólových zdrojů (Lighthill, "On sound generated aerodynamically, I. General theory.", 1952, Proc. Roy. Soc. London A 211, 564)

Aerodynamický hluk je možno charakterizovat jako zvuk vznikající v důsledku působení proudu vzduchu na okolní obklopující prostředí. Příčinou vzniku hluku není kmitání povrchů těles, ale pohyb vzduchu (tekutiny), ve kterém dochází k tlakovému rozruchu. Takový rozruch je pak příčinou vzniku akustických vln s jistým frekvenčním spektrem. Jsou dva základní případy generace aerodynamického hluku: volná turbulence např. při výtoku z trysky a turbulence při obtékání těles. [2]

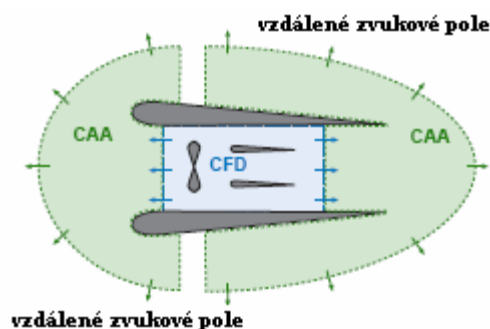
### 8.1.1. Přístupy k řešení problémů CAA

#### 8.1.1.1. Metoda přímá

Proudění tekutin je řízeno parciálními diferenciálními rovnicemi. V aerodynamice jsou to úplné Navier-Stokesovy rovnice. Obecně jsou nelineární a neexistuje pro ně analytické řešení. Úplné Navier-Stokesovy rovnice popisují obojí: proudění i aerodynamicky generované akustické pole a jsou řešeny přímo. K výpočtu CFD je potřeba velmi jemná síť, přičemž mohou být použity stacionární (RANS) a přechodové (DNS, LES, URANS) metody řešení. Je vyžadováno vysoké numerické rozlišení z důvodu velkých rozdílů jednotek mezi aerodynamickými a akustickými veličinami. (např. amplituda tlaku 0.1 Pa má za následek změnu hladiny akustického tlaku o 73 dB, což odpovídá přibližně hlasitému hovoru). Jde o metodu počítačově velmi náročnou a komerčně nepoužitelnou. [8], [13]

#### 8.1.1.2. Hybridní přístup

Tímto přístupem je problém počítačové aeroakustiky rozdělen na dvě rozdílné oblasti: proudění (CFD) a akustiku. Jsou řešeny rozdílnými diferenciálními rovnicemi a numerickými metodami. To vyžaduje použití dvou různých numerických řešičů: zaprvé vhodný nástroj CFD a zadruhé akustický řešič. Metodami CFD (viz přechodí odstavec) je docíleno výpočtu akustických zdrojů. Spočítané akustické zdroje



Obr. 8.2. Ilustrace hybridního přístupu k řešení (proudový motor)[8]

slouží jako vstup druhému řešiči, který počítá akustickou propagaci. Metodami výpočtu akustické propagace jsou: integrální metody (Lighthillova analogie, Kirchhoffův integrál), Linearized Euler Equations (LEE) a APE (Acoustic Perturbation Equations). [8], [13]



## 8.2. Volba metody řešení problému a softwaru

Výpočet proudění i akustické propagace zvuku byly prováděny metodou konečných prvků (MKP) v programovém systému ANSYS, přičemž CFD byla řešena v modulu FLOTRAN.

Řešení mělo být přímé, ale nastal problém při diskretizaci modelu. Pro řešení proudění nejsou doporučovány pyramidové prvky, kterými se vytváří tzv. volná síť. Tvar vokálního traktu však neumožňuje jednoduché vytvoření sítě pomocí doporučených kvádrových prvků. Řešení tohoto problému bylo realizováno dvěma způsoby:

- I. Hybridním přístupem k řešení CAA: proudění bylo spočítáno ve FLOTRANu pouze pro samotnou trysku (bez vokálního traktu). Signál tvořený spočítanými výchylkami tlaku byl pak použit jako vstup do akustického výpočtu vokálního traktu, kde mělo dojít ke zvýraznění určitých složek signálu – formantů. Tomuto přístupu je věnována kapitola 9.
- II. Byl vytvořen nový model geometrie soustavy tryska – vokální trakt na nižší rozlišovací úrovni, u něhož šla vytvořit síť z kvádrových prvků. Tak se mohlo využít přímé metody CAA, jak bylo původním záměrem. Realizace řešení problému přímou metodou je popsána v kapitole 10.

### *Klasifikace problému CFD*

Problém proudění tekutin je popisován zákony zachování hmoty (Bernoulliova rov.), hybnosti (Navier-Stokesova rov.) a energie (Eulerova rov.). Tyto zákony jsou vyjádřeny ve formě parciálních diferenciálních rovnic, které byly diskretizovány technikou konečnoprvkových bází. Vzhledem k oblasti řešení byl problém klasifikován jako vnitřní (interior), vázaný. Z fyzikální klasifikace je zvolena viskozní, stlačitelná, jednofázová tekutina, přechodový děj a turbulentní proudění.

### *Klasifikace problému akustiky*

Řídící rovnicí akustiky je 3-D rovnice vlnění. Zajímá nás rozložení tlaku v akustickém prostotu (vokálním traktu) pro různé frekvence, byla tedy provedena harmonická analýza signálu pro dané frekvence. ANSYS předpokládá stlačitelnost kapaliny, ale povolí pouze relativně malé změny tlaku vzhledem ke střednímu tlaku. Dále se předpokládá neproudící a neviskózní médium.

## 9. HYBRIDNÍ PŘÍSTUP K ŘEŠENÍ PROBLÉMU

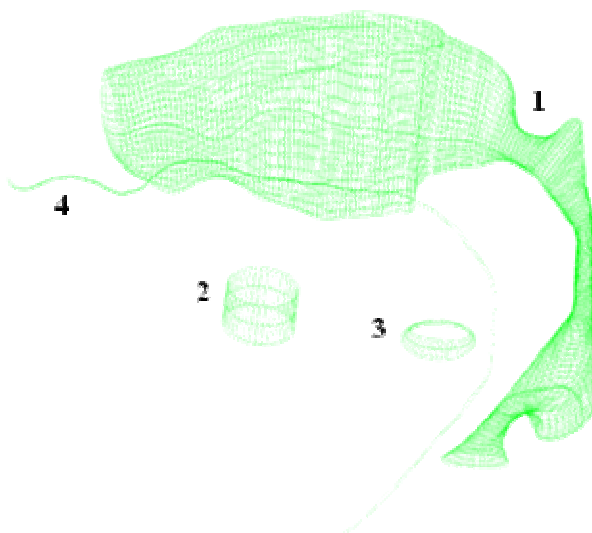
Hybridní přístup k řešení problému CAA je popsán v kap. 8.1.1.2.

### 9.1. Model geometrie

Model geometrie soustavy může být rozložen do dvou částí: model geometrie trysky a model geometrie vokálního traktu. Tvorba modelu vokálního traktu neměla být součástí této práce, protože byl k dispozici (jako databáze .db). Na dodaný model vokálního traktu měl být napojen model trysky, což se ukázalo jako problém, protože model vokálního traktu byl již diskretizovaný a obsahoval pouze prvky – žádné objemy, plochy ani čáry. Na ÚMTMB jsem sehnala model jiný (přípona .iges), ale potřeboval spoustu oprav a úprav, aby mohl být diskretizován v programu Ansys. Nyní bude popsán postup úprav až po finální objemový model vokálního traktu použitelný v Ansysu. (Tento postup je možný použít obecně pro tvorbu jakéhokoliv objemového modelu geometrie z dat s příponou .stl získaných například ze 3D skeneru.)

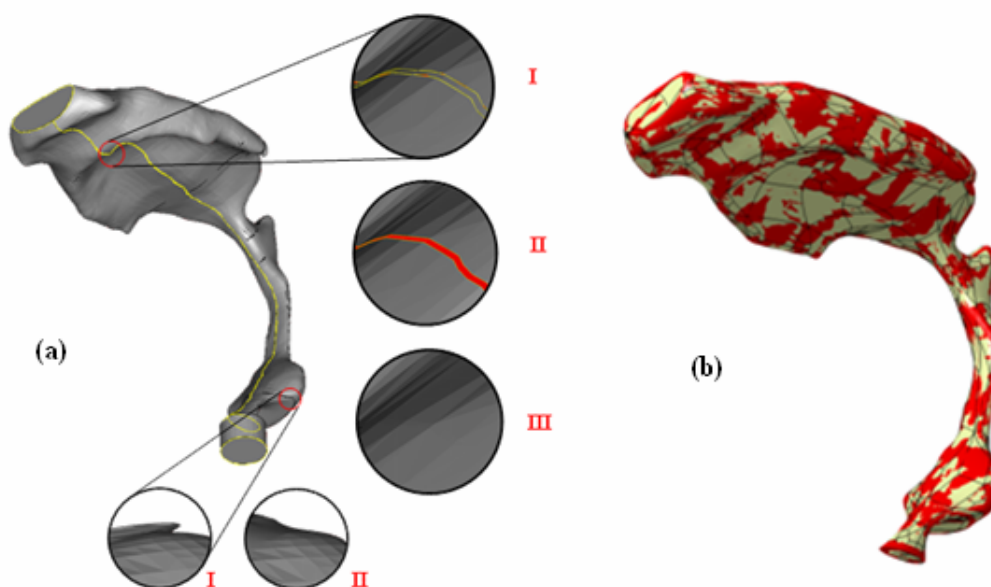
#### Tvorba modelu geometrie vokálního traktu

Vstupní soubor .iges obsahoval čtyři plochy tvořené sítí (obr. 9.1.). Tento soubor byl v programu Rhinoceros 4.0 uložen jako mrak bodů .stl. Tyto byly při importu do ATOSu (dostupný na Ústavu konstruování) převedeny na polygonální síť (obr. 9.2.). Žlutě jsou zvýrazněny oblasti nespojitosti mezi jednotlivými polygony. Vady byly odstraněny (funkce *closing holes, patch*) a po těchto úpravách byl model uložen jako polygonální síť .stl. Dále byl soubor načten do programu CATIA V5R14 za účelem vytvoření ploch. Nejprve se v modeláři Digitized Shape Editor načetla předchozí vytvořená geometrie a z ní byla v modeláři Quick Surface Reconstruction vytvořena plocha funkcí *Automatic Surface* s nastavením *Surface detail 500* a *Mean surface deviation 90*. Nově vytvořené plochy byly uloženy s příponou .iges.

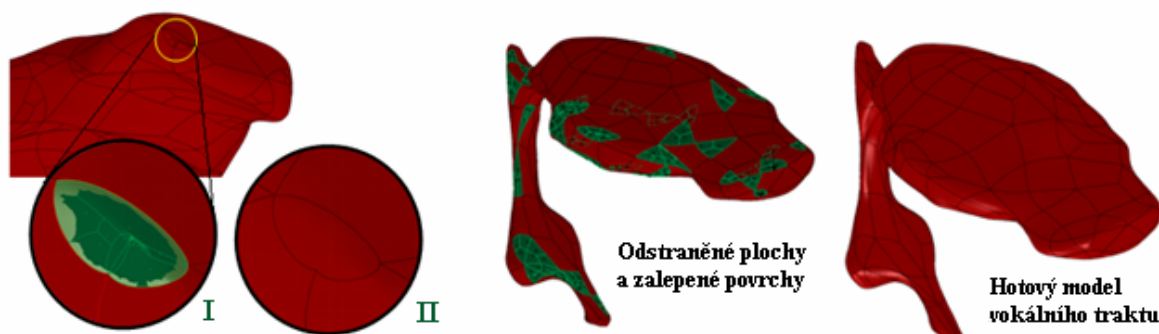


Obr. 9.1. Obsah vstupního souboru .iges

Při importu souboru do programu SolidWorks 2007 byla provedena diagnostika, při níž nebyly nalezeny žádné chybné plochy ani mezery mezi plochami a automaticky se vytvořil objem (to je doménou tohoto programu). Pomocí funkce odstranit plochy a zaplátovat (celkem 113 záplat) se dokončila tvorba modelu vokálního traktu.



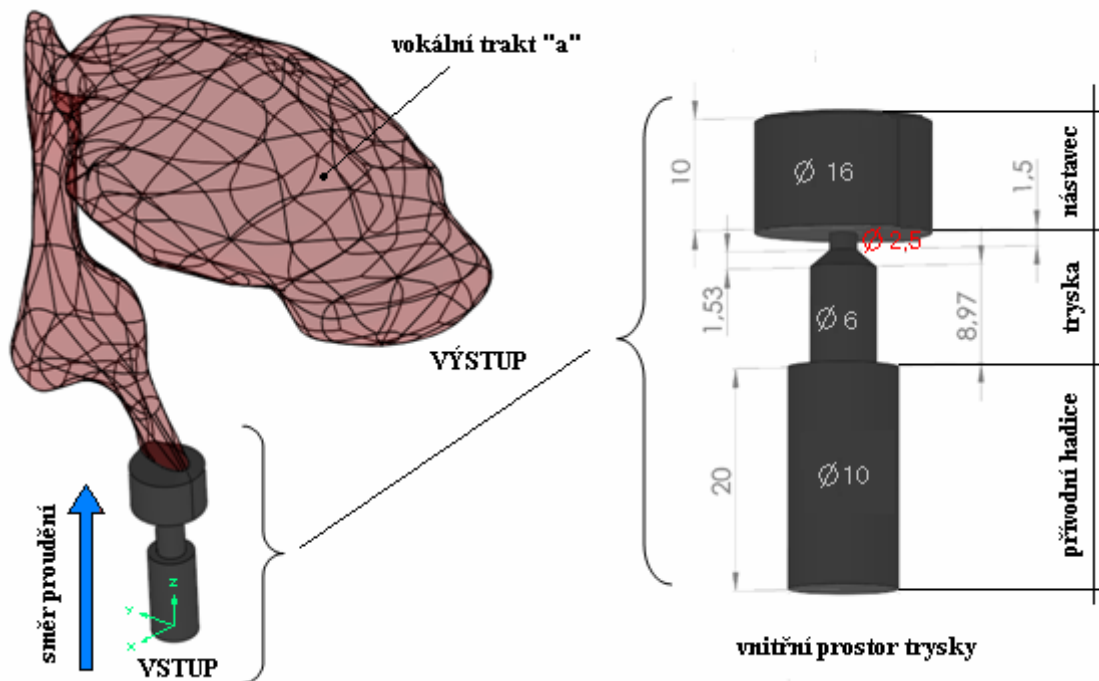
Obr. 9.2. Opravy nespojitostí a úpravy detailů v ATOSu (a), nové plochy v CATII (b)



Obr. 9.3. Úprava modelu vokálního traktu v SolidWorks a jeho finální podoba

### Model geometrie soustavy vokální trakt + tryska

Geometrie modelované soustavy odpovídá reálné soustavě, na které probíhalo experimentální měření (viz kap.11). Tryska (resp. její vnitřní prostor) je přimodelována v ANSYSu k načtené geometrii vokálního traktu i s částí přívodní hadice a nástavcem pro připojení vokálního traktu (viz obr. 9.4.). Nejprve ale bylo třeba srovnat model vokálního traktu se souřadným systémem, protože byl neznatelně natočen v obecném směru, což bylo příčinou problémů s tvorbou geometrie.



Obr. 9.4. Geometrie modelu soustavy vokální trakt + tryska

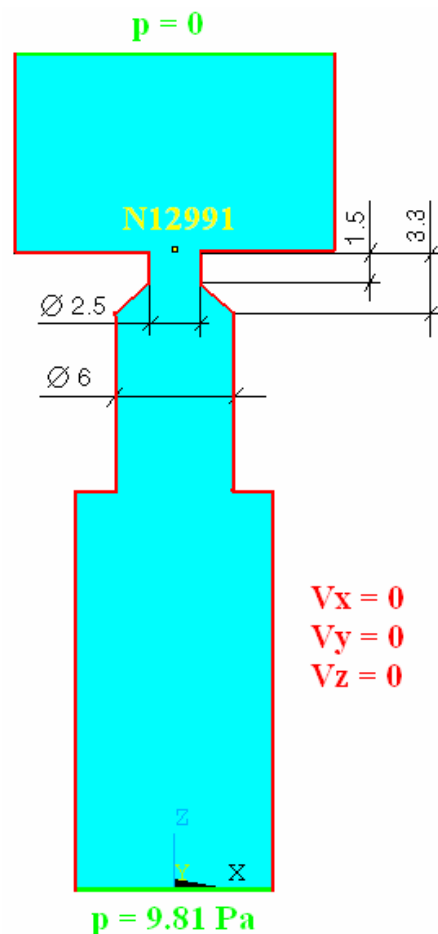
## 9.2.CFD výpočet (1. část problému)

### 9.2.1. Model materiálu

Vzduch byl uvažován jako proudící, nerotující, viskózní, s proměnnou hustotou po prostoru. Vlastnosti tekutiny byly ve FLOTRANU zadány jako AIR SI + povolená změna hustoty. Referenční (atmosférický) tlak činí 101350 Pa a teplota 20 °C.

### 9.2.2. Model vazeb a zatížení

Podstatné vazby soustavy (tryska + hadice) s okolím představují z hlediska řešeného problému neprostupná stěna obklopující proudící médium otevřená na výstupu. Na výstoku z trysky dochází k vyrovnání vnitřního tlaku (včetně tlaku akustického) s vnějším atmosférickým tlakem. Modelem této vazby je okrajová podmínka nulových složek rychlostí na stěnách soustavy (pro neprostupnost stěny by stačila nulová jen normálová



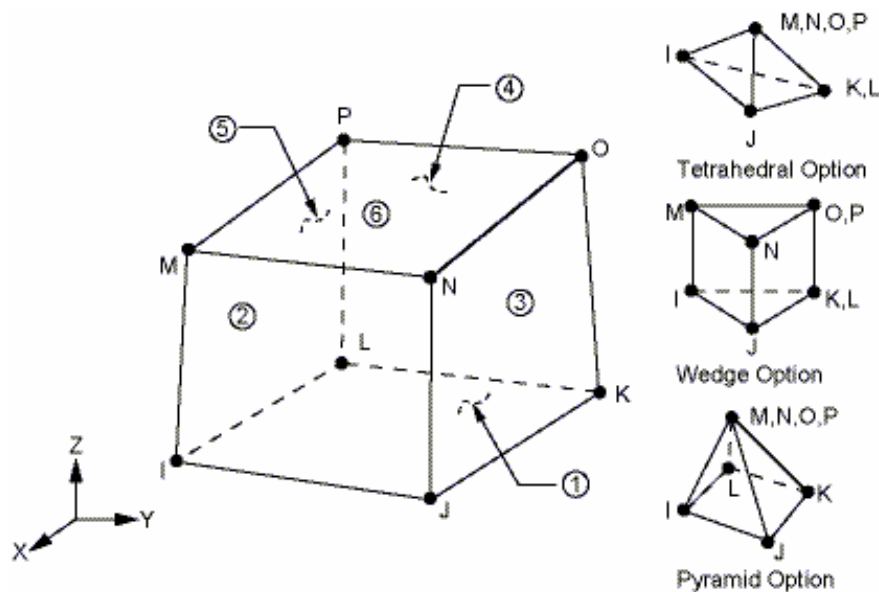
Obr. 9.5. Okrajové podmínky

složka rychlosti, ale při modelování reálné kapaliny mají složky rychlosti rychlost povrchu) a okrajová podmínka nulových akustických tlaků v místě výtoku z trysky (viz obr. 9.5.). Jako vstup do soustavy je přiváděn tlakový vzduch o tlaku 9.81 Pa, což odpovídá tlaku 1 cm vodního sloupce. Geometrie a vstupní zatížení odpovídá prováděnému experimentu (viz kap. 11.), který má sloužit jako verifikace výsledků.

### 9.2.3. Diskretizace modelu

K tvorbě diskretizovaného modelu byl využit model geometrie celé soustavy, přičemž síť byla vytvářena pouze na trysce a přívodní hadici. Byl použit 3-D fluid-thermal prvek **FLUID142** (viz obr. 9.6.), kterým se počítá rozložení rychlostí, tlaku a teploty v jednofázovém viskózním médiu. Složky rychlosti, tlak a teplota se počítají ze zákona zachování tří vlastností: hybnosti, hmoty a energie.

Nástroj na tvorbu sítě dovolí tvořit buď volnou síť čtyřstěny nebo mapovanou (či *sweepovanou*) síť šestistěny. Pro pravidelnou síť na výpočet proudění je vhodné použít šestistěn.



Obr. 9.6. Geometrie prvku FLUID 142

Stupně volnosti prvku FLUID 142 jsou:

VX, VY, VZ	složky rychlosti
PRES	tlak
TEMP	teplota

Pokud je požadován turbulentní model proudění, přibudou ještě dva stupně volnosti:

ENKE                      turbulentní kinetická energie

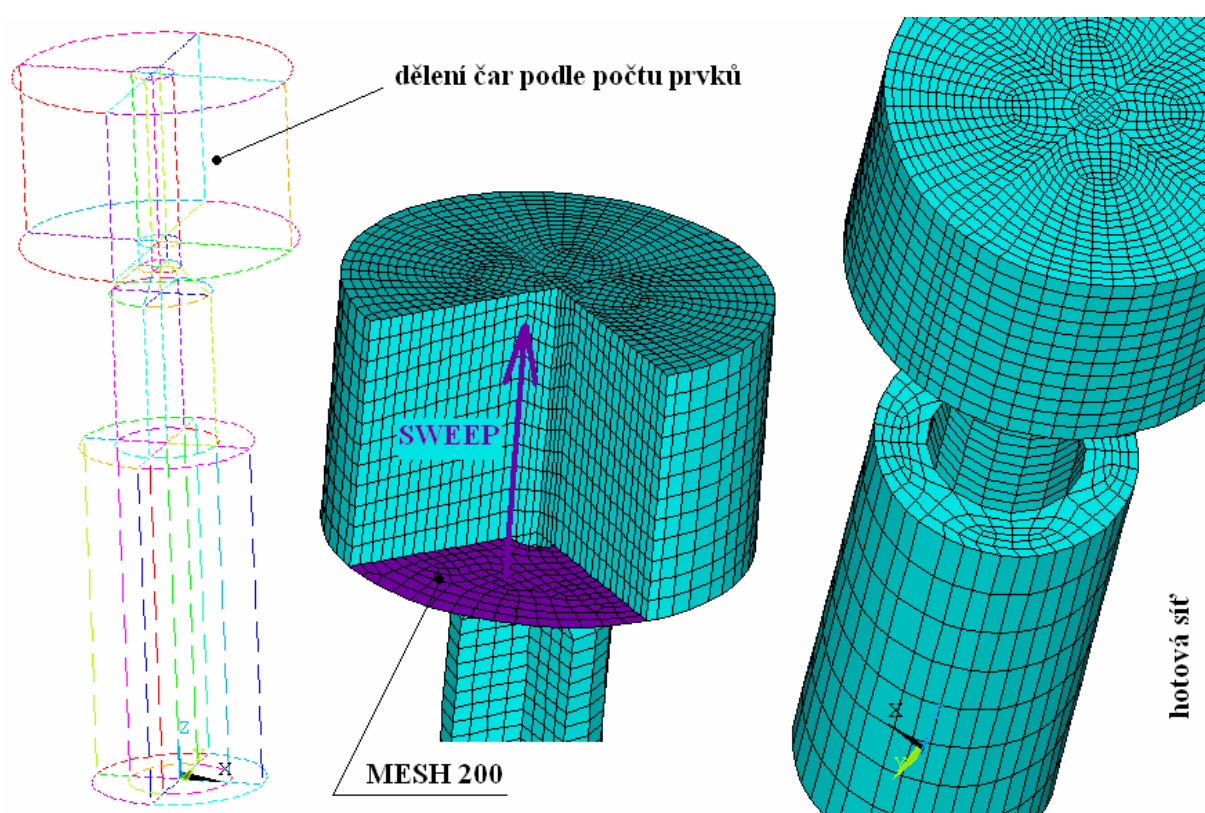
ENDS                     poměr disipace turbulence

Pro správnou formulaci rovnic musí být souřadný systém uzlů a globální systém stále stejný. Konečnoprvková síť se během analýzy nesmí měnit.

### Tvorba diskretizovaného modelu

Cílem je získat pravidelnou síť zahuštěnou v oblasti trysky.

Rotační součásti byly podélně rozčtvrceny, a na ploše čtvrtinové kruhové výseče každé odstupňované části byla vytvořena mapovaná síť pomocnými prvky MESH 200 ve tvaru čtyřhranu. Prvky MESH 200 nejsou do výpočtu zahrnuty, takže se nic nestane, pokud je po použití neodstraníme. Geometrii těchto prvků si lze libovolně volit. Takto vygenerovaná síť je funkcí *sweep* natáhnuta přes odpovídající čtvrtinu objemu. Tímto způsobem se postupovalo u všech dílčích objemů, čímž bylo dosaženo pravidelné sítě vhodné výpočtu proudění. Hotový model je tvořen 15 984 prvky a 18 054 uzly.



Obr. 9.7.: Tvorba sítě s využitím pomocných prvků MESH 200 a funkcí sweep

### 9.2.4. Realizace výpočtu

Výpočet proudění (CFD) metodou konečných prvků byl prováděn v ANSYS FOTRAN. Výpočty byly realizovány na PC s procesorem Q9300 @ 2,50 GHz, pamětí 3,00 GB RAM a operačním systémem MS Windows XP Professional verze 2002, Service Pack 3

#### 9.2.4.1. Nastavení parametrů výpočtu turbulentního proudění

Nastavení parametrů výpočtu CFD se provádí v ANSYSu jediné ve FLOTTRAN Set Up. Řešení proudění bylo nastaveno jako přechodové, adiabatické (nedochází k výměně tepla), turbulentní, stačitelné – stlačitelnost ovšem hraje ve výpočtu roli, až když rychlosti proudění dosahují hodnoty Machova čísla 0.3. [15] Nastavení v prostředí Ansys je na obr. 9.7.

FLOTTRAN Solution Options	
[FLDATA1], SOLU	
TRAN Steady state or transient?	Transient
FLOW Solve flow equations?	Yes
TEMP Adiabatic or thermal?	Adiabatic
TURB Laminar or turbulent?	Turbulent
COMP Incompress or compress?	Compressible
VOF Activate VOF advection?	No
SFTS Surface tension effect?	No
IVSH Incompress viscous heat?	No
SWRL Axisymmetric with swirl?	No
SPEC Multiple species transport	No
ALE Allow mesh motion ?	No
RDSF Solve radiosity equation ?	Yes

Obr. 9.7. Nastavení způsobu řešení

Transient Controls	
[FLDATA4], TIME	
STEP User-defined time step	0.000125
Length of Transient Execution	
NUMB Number of time steps	8000
Time Step Termination	
GLOB Global iter per time step	80
VX Velocity component	0.01
VY Velocity component	0.01
VZ Velocity component	0.01
PRES Pressure	1e-006
TEMP Temperature	1e-006
ENKE Turbulent kinetic energy	0.01
ENDS Turbulent dissipation	0.01
Note: Termination check is ignored for a DOF if its termination criterion is negative	
[FLDATA4A], STEP - Transient control by step	
Overwrite frequency to results file	
STEP, OVER Number of time steps	0
Append frequency to results file	
STEP, APPE Number of time steps	1

Obr. 9.8. Nastavení časového kroku a zapisování výsledků do souboru



### Nastavení časového kroku

Podle Shannon-Nyquistova vzorkovacího teorému [13], z kterého plyne, že vzorkovací frekvence má být minimálně dvakrát větší, než frekvence, po kterou nás signál zajímá, byla vypočítána vzorkovací frekvence 8 kHz. Zajímá nás totiž signál do frekvence 4 kHz, protože do této hodnoty frekvence se projeví první tři formanty, které jsou při řeči nejvýraznější. Době trvání výpočtu 1 s tedy odpovídá časový krok 0.000125 s. Při zvoleném turbulentním proudění se musí zvýšit počet globálních iterací na 80. [15]

Aby se zapisovaly výsledky z každého kroku, a přitom se nepřepisovaly, je nutno nastavit STEP,OVER,0 a STEP,APPE=1. (Obr. 9.8.) Problém byl s tím, že výsledkový soubor je omezen pro maximální počet výsledků 1000. Přitom bylo potřeba zapsat 8000 výsledků. Problém byl vyřešen zrušením omezení pomocí souboru s názvem config110.ans, který byl vytvořen pouze k tomuto účelu. Obsahuje příkaz pro počet výsledků ve výsledkovém souboru

NUMRESLT=8000

Je nutné, aby byl soubor config110.ans přítomen v pracovním adresáři ještě před tím, než je spuštěn Ansys.

Před samotným výpočtem je vhodné provést kontrolu správnosti nastavení funkcí *Flocheck*, která vypíše všechny nastavené parametry a upozorní na možné problémy nebo špatně podmíněný problém. Pro výpočet byla použita zpětná integrační metoda.

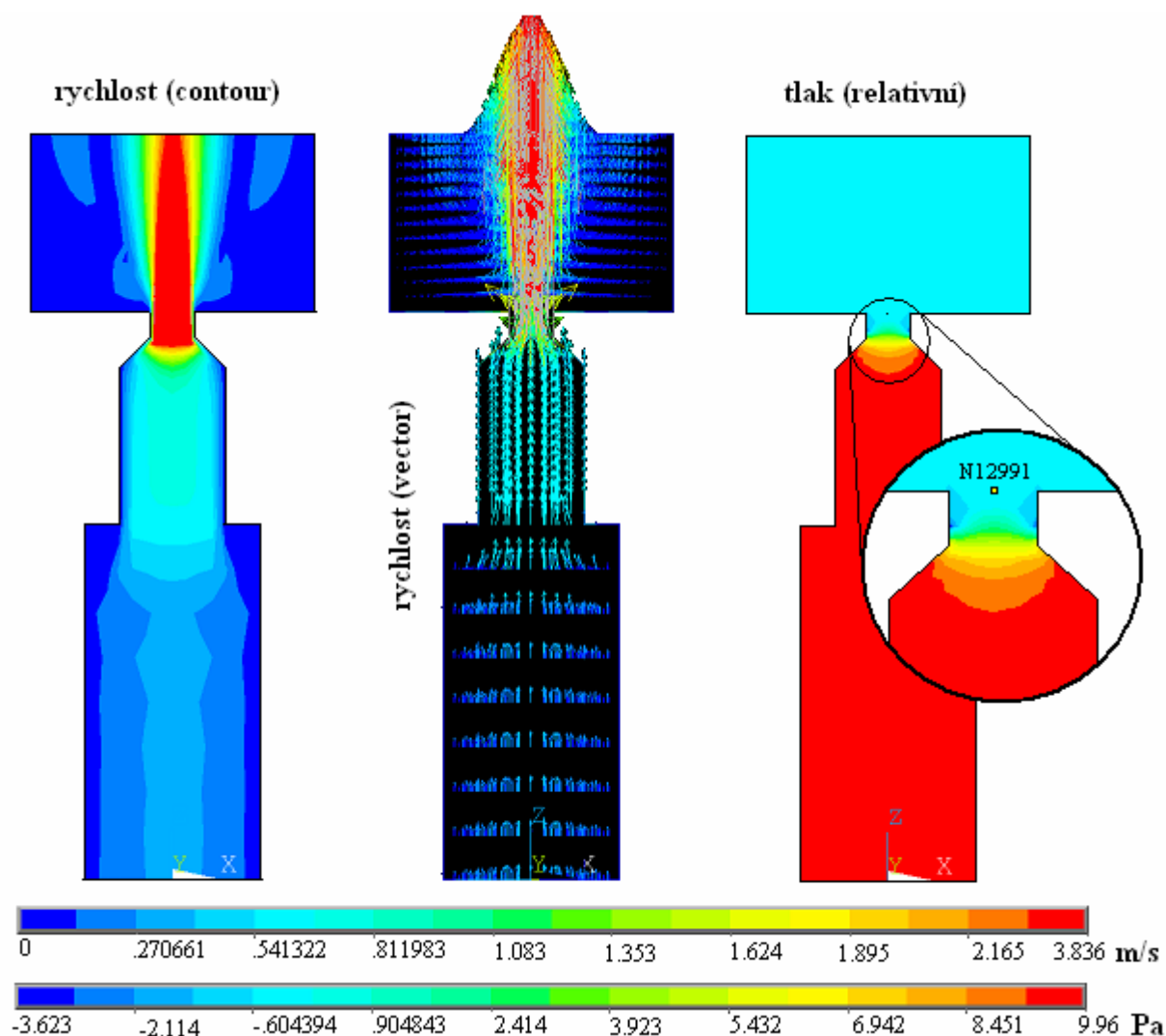
#### 9.2.5. Prezentace výsledku 1. části problému

Výpočet jedné sekundy proudění na modelu o 15 984 prvcích a časovém kroku 1/8000 s trval přibližně dva dny.

Na obr. 9.9 jsou znázorněny rychlosti proudění a relativního tlaku v řezu modelu vypočítané v ANSYS FLOTRAN. Je na nich dobře viditelné urychlení vzduchu při výtoku z trysky. Na obrázku vektorů rychlostí jde sledovat, jak vzniká turbulence při výtoku z trysky. Též jde vidět rychlostní profil při průtoku hadicí, který odpovídá rychlostnímu profilu reálné tekutiny. Rozložení tlaku odpovídají představě, že tlakový vzduch vyplní celou část pod tryskou, přičemž v dolní části trysky dochází k expanzi tlakového vzduchu. Expanzi tlakového vzduchu vznikají tlakové rozruhy, které se projevují jako zvukový signál.

Mírný podtlak v zúžení trysky vznikl v důsledku Bernoulliovy rovnice (součet tlaku a čtverce rychlosti je konstantní), nárůst rychlosti způsobil snížení tlaku.

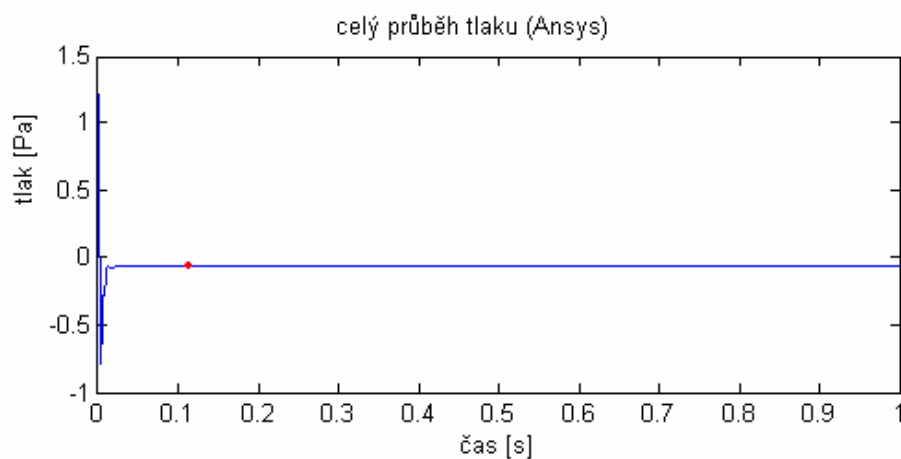




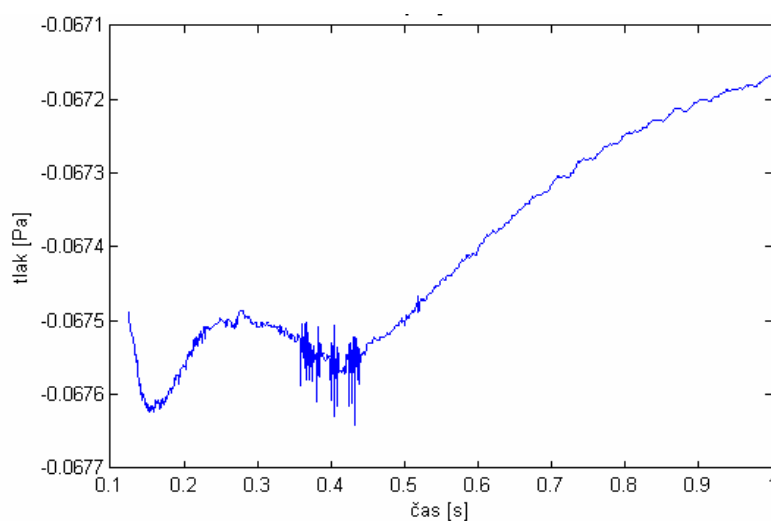
Obr. 9.9. Rozložení rychlosti a tlaku při proudění tryskou (průměr 2,5 mm,  $h_{H_2O} = 1$  cm)

Průběh tlaku byl sledován pro uzel N12991, který leží uprostřed vyústění trysky. (Místo bylo vybráno s ohledem na to, že chceme získat hlas zdrojový, tj. který vychází z trysky). Spočítané tlaky pro jednotlivé časové kroky (tzn. celkem 8000 hodnot) byly uloženy do textového souboru a načteny do programu Matlab, kde byly zpracovány jako signál. Průběh signálu je na obr. 9.10. Po počátečním výrazném zakolísání se signál téměř ustálil.

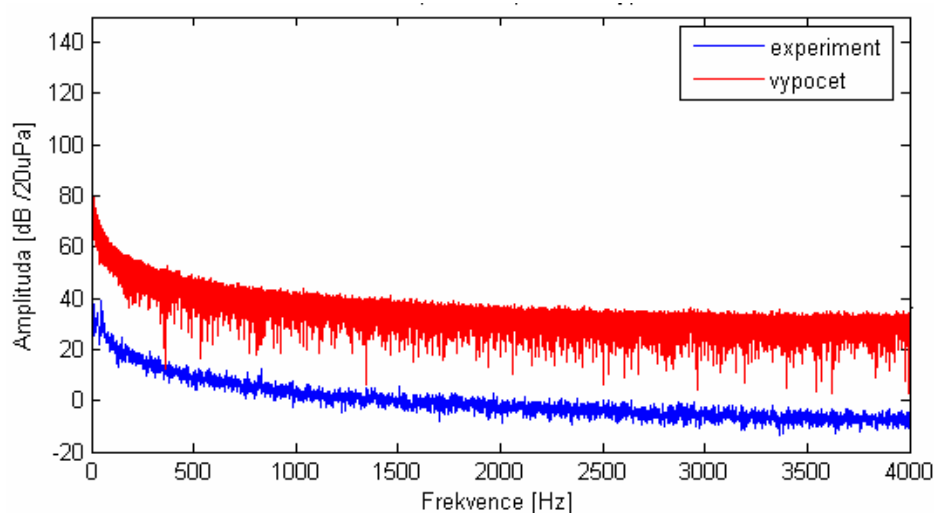
Na obr. 9.11. je detail ustáleného signálu, aby bylo zřejmé, že hodnota tlaku není konstantní, ale dochází k nepatrným výchylkám. Spektrum bylo vypracováno právě pro tuto ustálenou část signálu, tzn. od času 0.125 s. Signál obsahuje složku, která se mění neperiodicky s velkou amplitudou, což se jistě projeví ve spektru.



Obr. 9.10. Průběh tlaku spočítaný pro uzel N12991. Červená tečka značí počátek ustáleného signálu



Obr. 9.11. Zvětšená ustálená část signálu (od 0.125 s celého signálu)



Obr. 9.12. Srovnání spektra vypočítaného signálu se spektrem naměřeným experimentálně na stejné geometrii modelu se stejným vstupním tlakem

Spektrum šumu vzniklého výtokem vzduchu z trysky bylo vypočítáno z ustředěného ustáleného signálu v programu Matlab funkcí *fft*, a amplituda tlaku  $p$  přepočítána pomocí vztahu

$$L [dB] = 20 \cdot \log \frac{p}{p_{REF}} = 20 \cdot \log \frac{p}{0.00002} = 20 \cdot \log p + 94$$

, kde  $L$  je hladina akustického tlaku,  $p$  [Pa] je amplituda tlaku a  $p_{REF}$  je referenční tlak, který činí 20  $\mu$ Pa. Jde o nejnižší hodnotu akustického tlaku registrovatelná lidským sluchem.

Šum vypočítaný i naměřený vykazují stejný spektrální sklon, tzn. že se amplitudy jednotlivých složek se zvyšující frekvencí zmenšují stejnou měrou. Nejde tedy o šum bílý, který má spektrum čistě horizontální, ale je mu velmi blízký. Rozdíl mezi spektry je v hladině akustického tlaku, tzn. v hlasitosti. Tento problém však nebudeme řešit, protože přesahuje možnosti diplomového projektu.

### 9.3. Akustická propagace (2. část problému)

Zajímá nás odezva akustického prostoru (vokálního traktu) na signál vypočítaný v první části řešení problému. Vokální trakt bude buzen spektrem tohoto signálu.

#### 9.3.1. Tvorba modelu

Využijeme druhou část modelu geometrie z kap. 9.1 – vokální trakt.

##### 9.3.1.1. Model materiálu

Byl uvažován neproudící, neviskózní, stlačitelný vzduch při 20 °C, hustota 1,208 kg/m<sup>3</sup>, rychlost zvuku 346 m/s (izotropní vlastnosti).

##### 9.3.1.2. Model vazeb

Vazba s okolím je představována otevřením vokálního traktu na straně úst i na straně vstupu do vokálního traktu, kde se předepsala okrajová podmínka nulové hodnoty akustického tlaku (tzn. že v těchto místech dochází k vyrovnání akustického tlaku s atmosférickým). Nulovými tlaky na vstupu do vokálního traktu je modelován šepot (při normální fonaci se tato okrajová podmínka nedává). Zadané okrajové podmínky jsou znázorněny na obrázku 9.13.

### 9.3.1.3. Model zatížení

Do akustického prostoru vokálního traktu bylo zaváděno buzení ve formě amplitud tlaku (zjišťovala se jeho harmonická odezva). V místě s okrajovou podmínkou nulového tlaku leží při vlastním kmitání uzel, a nemá tedy cenu snažit se v tomto místě budit vokální trakt. Proto byl vstupní tlak zadáván kousek výš (červený puntík na obrázku 9.13.).

### 9.3.1.4. Diskretizace modelu

Síť používaná k akustickým výpočtům má být hrubá a pravidelná. Při tvorbě sítě akustického prostředí platí podmínka, že délka akustické vlny musí být pokryta alespoň šesti prvky, z čehož plyne podmínka pro maximální velikost prvku  $l$ :

$$l \leq \frac{\lambda}{6} = \frac{c}{6 \cdot f} \quad [m]$$

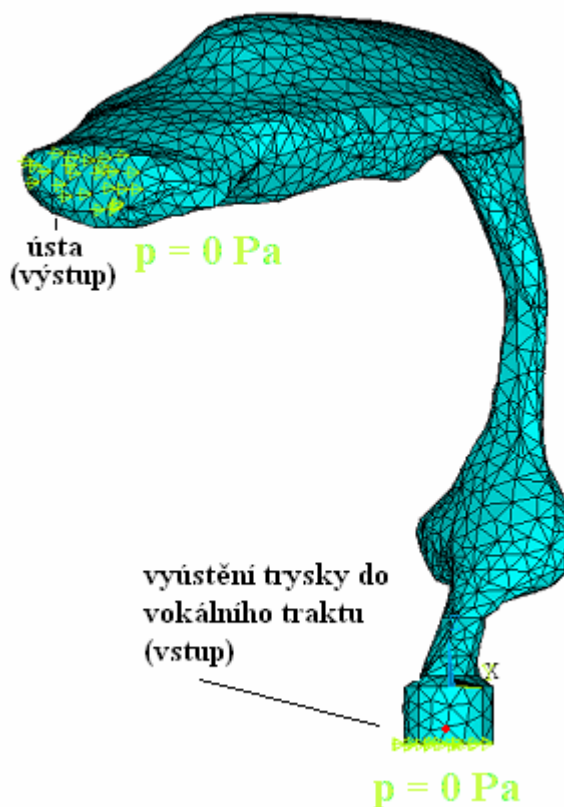
, kde  $\lambda$  je délka akustické vlny [m],  $c$  rychlost zvuku [m/s] a  $f$  frekvence vlnění [Hz]. [2]

Maximální velikost prvku pro danou úlohu je tedy:

$$l_{\max} = \frac{346}{6 \cdot 4000} = 14.4 \text{ mm}$$

Pro diskretizaci modelu byly použity 3-D akustické prvky **FLUID 30**, jejichž geometrie, poloha uzlů a souřadný systém je na obrázku 9.14. Prvek má osm rohových uzlů se čtyřmi stupni volnosti v každém z nich: posuvy  $x$ ,  $y$ ,  $z$  a tlak. FLUID30 se používá k modelování tekutého média a rozhraní fluid/strukturálního problému. Typickou aplikací je propagace zvukových vln a k tomu přidružená strukturální dynamika.

Vytvoření pravidelné sítě na modelu tak složité geometrie by bylo velmi náročné, takže bylo využito funkce *free mesh* čtyřstěnným typem prvku o velikosti 5 mm.

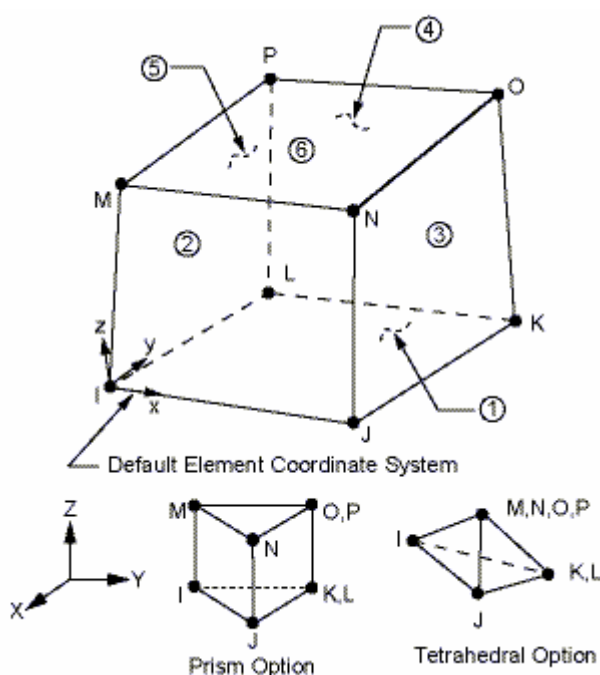


Obr. 9.13. Vytvořená síť na modelu vokálního traktu, včetně okrajových podmínek

### 9.3.2. Realizace výpočtu

Bylo potřeba udělat harmonickou analýzu pro každou frekvenci spektra signálu z obr. 9.12. Aby se úloha zkrátila, počítala se pouze každá dvacátá frekvence. Z toho plyne, že odezvou už nemůže být spojitě spektrum, ale pro zvýraznění formantů je to dostatečná základní frekvence.

V programu Matlab byl napsán cyklus pro získání průměrné hodnoty amplitudy pro každých 20 Hz z okolí  $\pm 10$  Hz. Vypočítané hodnoty byly ukádány do souboru .csv příkazem *csvwrite*. (Zkratka *csv* znamená *comma separated value*, čárkou oddělené hodnoty.)



Obr. 9.14. Použitý akustický prvek FLUID 30

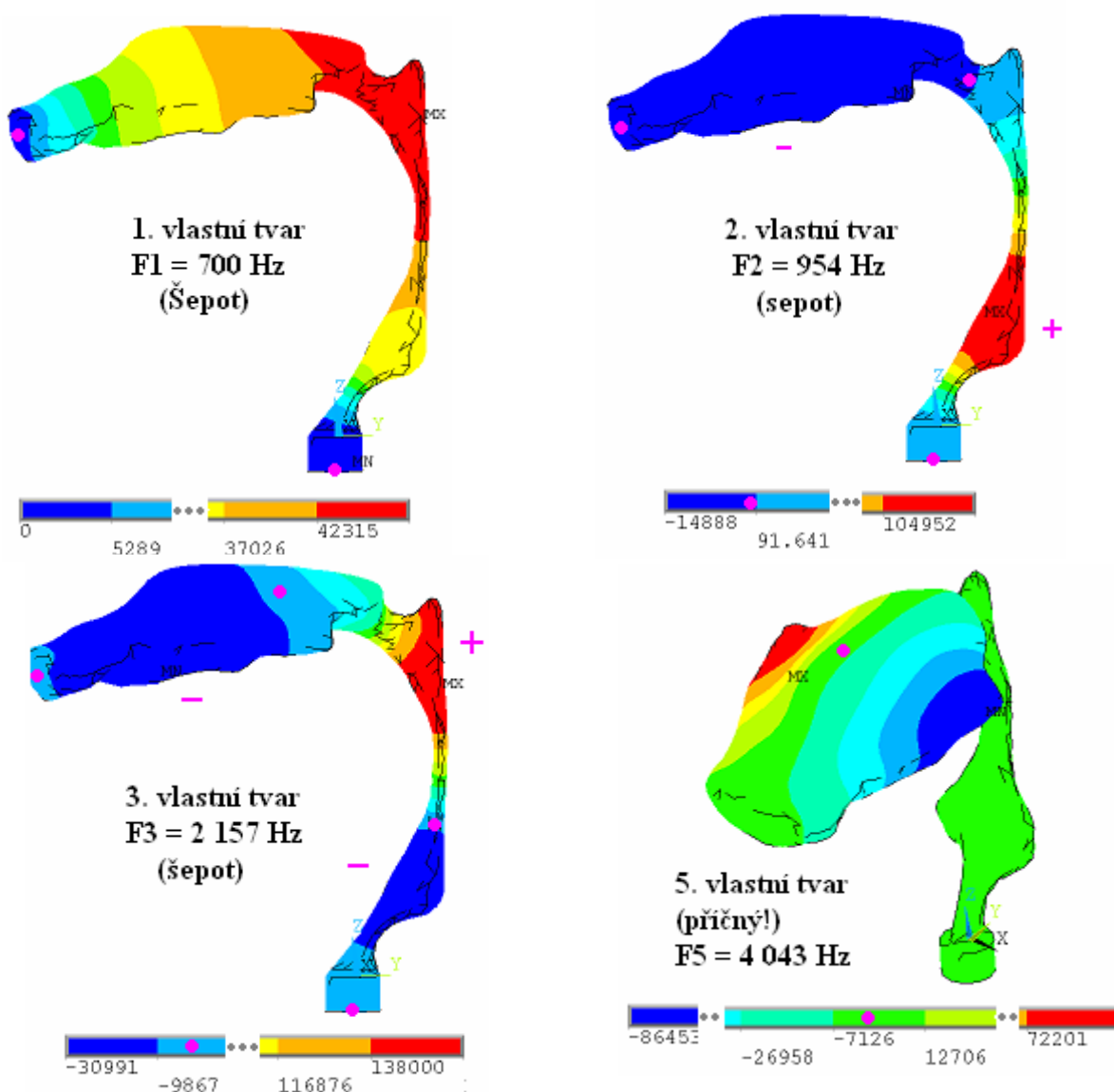
Dále bylo napsáno makro pro výpočet odezvy vokálního traktu v ANSYSu (je v el. příloze). Funguje tak, že se vytvoří matice, do které se načtou hodnoty amplitud ze souboru (soubor M.txt obsahuje 200 hodnot amplitud pro každou 20. frekvenci od 0 Hz do 4000 Hz). Postupně si ke každé zadané frekvenci (v našem případě každých 20 Hz) vezme prvek matice amplitud tlaků a touto hodnotou je zatěžován jeden daný uzel. Vypočítá se harmonická analýza pro jednu frekvenci a hodnota odezvy pro určitý uzel se uloží do textového souboru. Výsledek se k souboru připojí (nepřepíše). Výsledkem odezvy vokálního traktu je matice frekvencí a jim odpovídajících amplitud, která byla dále zpracována v Matlabu na spektrum (obr. 9.15).

#### 9.3.2.1. Modální analýza

Vlastní tvary a frekvence akustických prostor jsou definovány pohybovou rovnicí akustického systému. Tvary kmitů zobrazují rozložení akustických tlaků. K jejich výpočtu byla použita MKP a program ANSYS. Geometrie, materiál, použitý typ prvku i okrajové podmínky jsou totožné s modelem popsáním v kap. 9.3.1.

Výsledné první tři vlastní tvary a jim odpovídající frekvence jsou na obr. 9.17.

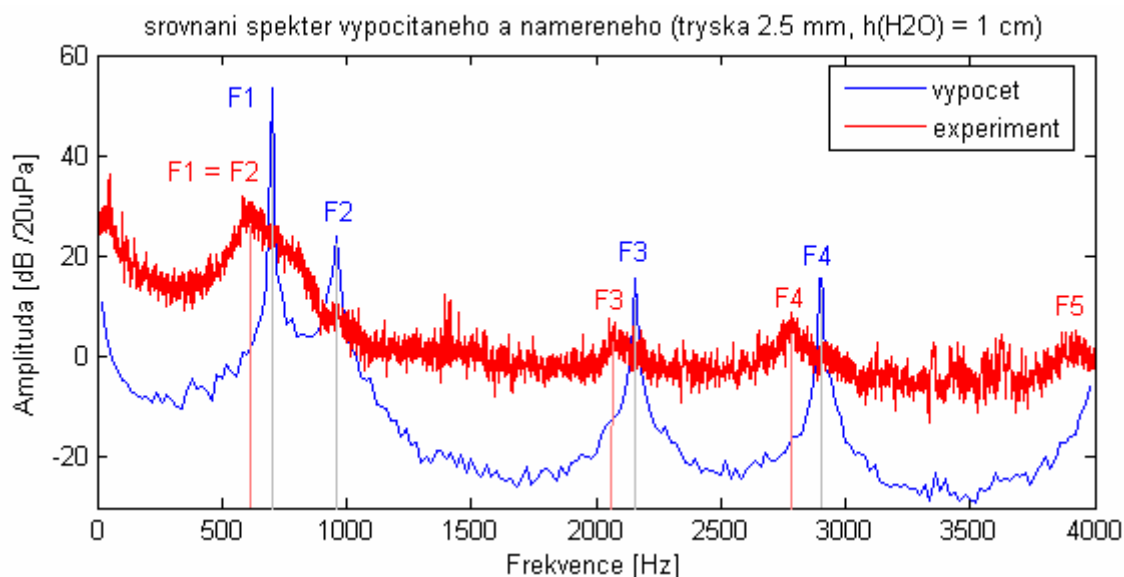
Hodnoty vlastních frekvencí představují formanty. Ty potřebujeme znát, abychom mohli ověřit polohu formantů z harmonické analýzy. Výsledky jsou shrnuty v tab. 9-I.



Obr. 9.17. Vlastní tvary a frekvence modelu vokálního traktu pro samohlásku „a“. Pátý tvar je uveden pro zajímavost, jelikož jeho tvar je příčný (jde o tzv. zpěvný formant)

### 9.3.3. Presentace výsledků 2. části problému

Výsledkem 2. části řešení je odezva vokálního traktu na buzení spektrem vypočítaného signálu, čímž se dořešil problém vzniku a propagace hluku při výtoku z trysky. Pohledem na vypočítané spektrum (obr. 9.15) získaného sledováním uzlu v blízkosti úst zjistíme, že byly zesíleny frekvenční složky, které odpovídají polohou formantů samohlásky „a“. Toto bylo cílem výpočtu.



Obr. 9.15. Výsledné vypočítané spektrum v uzlu v blízkosti úst, srovnané se spektrem naměřeným experimentálně.

Pro srozumitelnost není ani tak podstatná poloha jednotlivých formantů, jako jejich vzájemná poloha (rozestupy). Na obr. 9.15, který srovnává vypočtené spektrum s naměřeným, je vidět, že rozestupy formantů obou spekter jsou stejné, s tím, že vypočítané formanty „ujíždí“ doprava (k vyšším frekvenčním hodnotám). Ale ani tento posun není nikterak výrazný. Druhý formant naměřeného spektra splývá s prvním (viz kap. 11). Ze spekter odečtené formanty shrnuje tab. 9-I.

	F1 [Hz]	F2 [Hz]	F3 [Hz]	F4 [Hz]
výpočet (harmonická analýza)	700	960	2 160	2 900
experiment	617	(980)	2 077	2 782
modální analýza	700	954	2 157	2 898

Tab. 9-I: Formanty odečtené z vypočítaného a naměřeného spektra + formanty z modální analýzy

Významný rozdíl obou spekter spočívá v šířce formantové oblasti. U vypočteného spektra jsou oblasti úzké, špičaté – většina spektrální energie je v několika málo složkách. Takové vrcholy jsou typické pro tóny, které odeznívají relativně pomalu. Naopak neměřené spektrum šumu má spektrální energii rozloženou mezi velký počet frekvenčních složek, takže vrcholy se jsou široké, a takový zvuk rychle zaniká. Příčinou špičatosti vypočítaného spektra je pravděpodobně způsob, jakým bylo počítáno. V úvahu se brala každá 20. frekvence, čímž se vlastně nasimuloval znělý zdrojový hlas o základní frekvenci 20 Hz.

## 10. AKUSTICKÉ BUZENÍ VOKÁLNÍHO TRAKTU

Pro dobré pochopení funkce vokálního traktu, resp. formování spektra bylo provedeno řešení akustického systému vokálního traktu metodou konečných prvků. Jak bylo popsáno v kap. 4.4.1, plní vokální trakt roli přenosové funkce v rovnici pro odezvu akustického systému:

$$\mathbf{Q}(f) = \mathbf{H}(f) \cdot \mathbf{F}(f) \quad (1)$$

$\mathbf{Q}(f)$  je odezva, spektrum výstupního signálu z vokálního traktu

$\mathbf{H}(f)$  je přenosová funkce vokálního traktu

$\mathbf{F}(f)$  je vstup do systému, spektrum zdrojového hlasu (tlaky)

Akustické pole lze vyjádřit jako lineární kombinace tvarové funkce  $N$  a diskrétních hodnot tlaku v uzlech:

$$p = p_j N_j \quad (2)$$

$p_j$  je aproximativní hodnota tlaku v uzlu  $j$

$N_j$  je tvarová funkce vázaná s uzlem  $j$

Pohybová rovnice akustického systému v zápise ve frekvenční oblasti je

$$\{\mathbf{K} - \omega^2 \mathbf{M} + i\omega \mathbf{B}\} \mathbf{p} = -i\omega \mathbf{F} \quad (3)$$

$\mathbf{M}$  je matice hmotnosti,  $\mathbf{K}$  matice tuhosti,  $\mathbf{B}$  matice tlumení,  $\mathbf{F}$  je sloupcový vektor zatížení akustického prostoru. Sloupcový vektor  $\mathbf{p}$  je soubor neznámých akustických tlaků v uzlových bodech konečnoprvkového modelu. [2]

Protože nepočítáme s tlumením, zkrátí se rovnice (3) na

$$\{\mathbf{K} - \omega^2 \mathbf{M}\} \mathbf{p} = -i\omega \mathbf{F} \quad (4)$$

Z předchozích rovnic plyne pro přenosovou funkci  $H(f)$  vokálního traktu

$$H(f) = [-\omega^2 \mathbf{M} + \mathbf{K}]^{-1} \quad (5)$$

Bylo simulováno buzení vokálního traktu znělým zdrojovým hlasem (včetně okrajových podmínek, kde podmínka nulového akustického tlaku je pouze na výstupu z vokálního traktu). Simulace byla provedena pro čtyři základní frekvence 20, 100, 180 a 230 Hz. Hlas o  $f_0 = 20$  Hz byl počítán pro srovnání formantů se spočítaným spektrem z předchozí kapitoly (obr. 9.15.). Další frekvence představují mužský (100 Hz) a dva ženské (180 a 230 Hz) zdrojové hlasy.



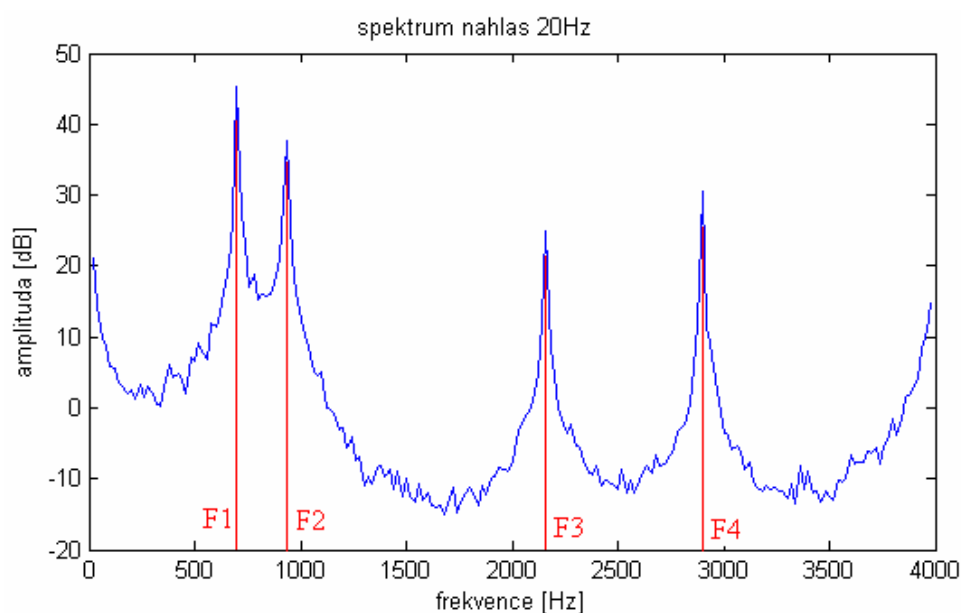
Výpočet byl prováděn stejným způsobem jaký byl popsán v odstavci 9.3.2. při druhé části řešení problému vzniku hluku při výtoku z trysky a jeho propagace. Amplitudy jednotlivých frekvencí pro vstup do výpočtu byly získány jako průměrná amplituda odpovídajícího úseku spektra šumu spočítaného pro trysku z kap.9.1.

### 10.1. Presentace a analýza výsledků

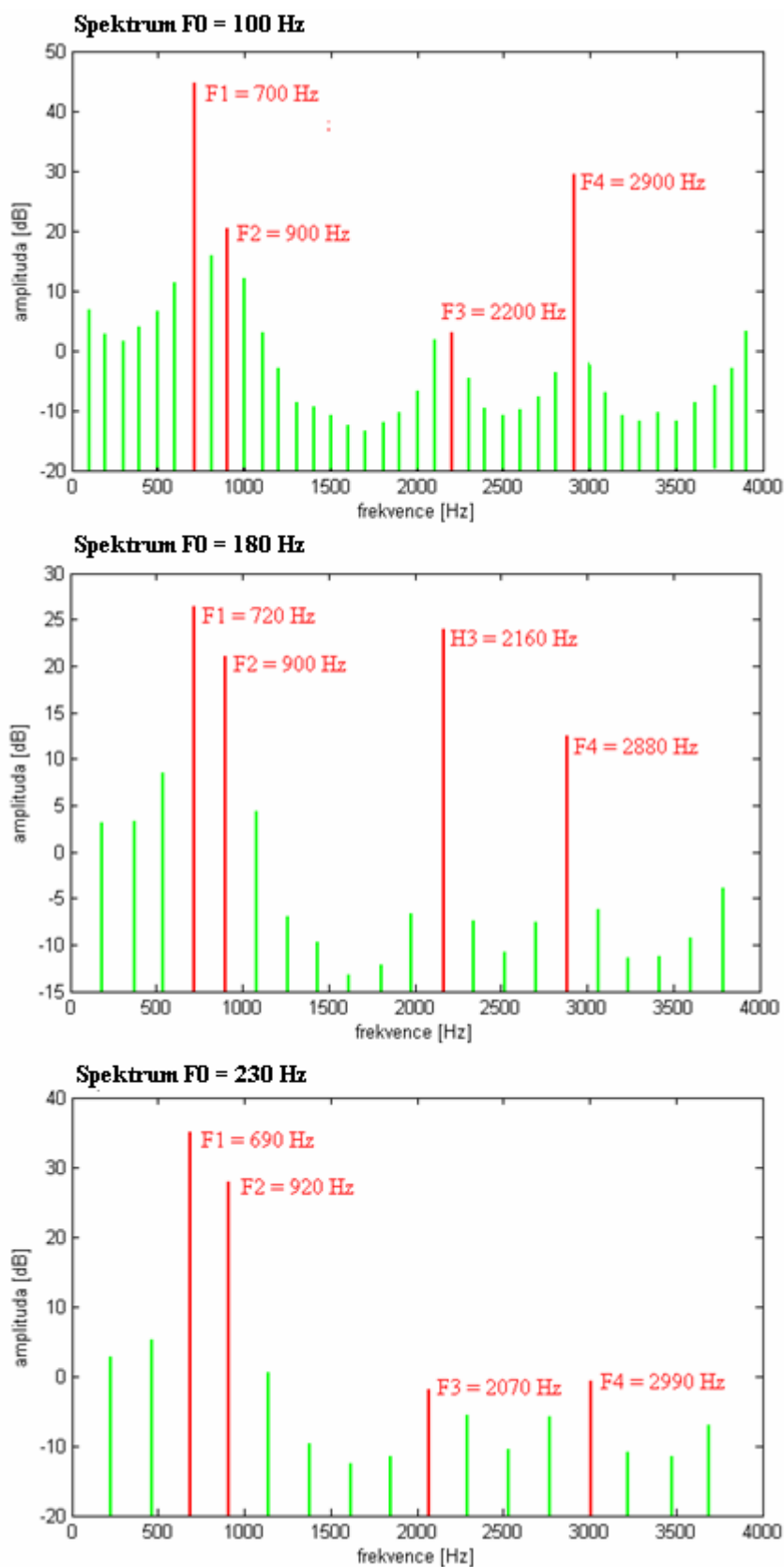
Výsledkem jsou spektra samohlásky „a“ spočítané pro jednotlivé základní frekvence zdrojových hlasů 20, 100, 180 a 230 Hz. Spektrum pro frekvenci 20 Hz je vykresleno jako spojité (obr. 10.1) a slouží k porovnání formantů se spektrem z předchozí kapitoly (obr. 9.15). Spektra pro ostatní frekvence jsou diskrétní. Amplitudy nemají klesající charakter, jako má zdrojový hlas, neboť odezva je počítána pro amplitudy získané se šumu, tzn., jsou nahodilé.

Pro zvýraznění formantů je třeba dostatečný počet vyšších harmonických k základní frekvenci. Při zvyšování frekvence dochází ke snižování počtu jejich počtu, protože jsou násobky základní frekvence (obr. 10.2).

Snižováním počtu harmonických dochází k posuvu rezonančního maxima do oblasti výskytu harmonické složky. Tím se mění vzájemná poloha formantů, což může mít v případě velmi vysoké frekvence za následek špatnou rozlišitelnost vyslovované samohlásky. V námi sledovaném rozmezí frekvencí k podstatnému posuvu formantů nedochází. V tab. 10-I. jsou shrnuty formanty odečtené ze všech spekter.



Obr. 10.1. Spektrum samohlásky „a“ vypočítané pro zdrojový hlas s  $F_0 = 20$  Hz



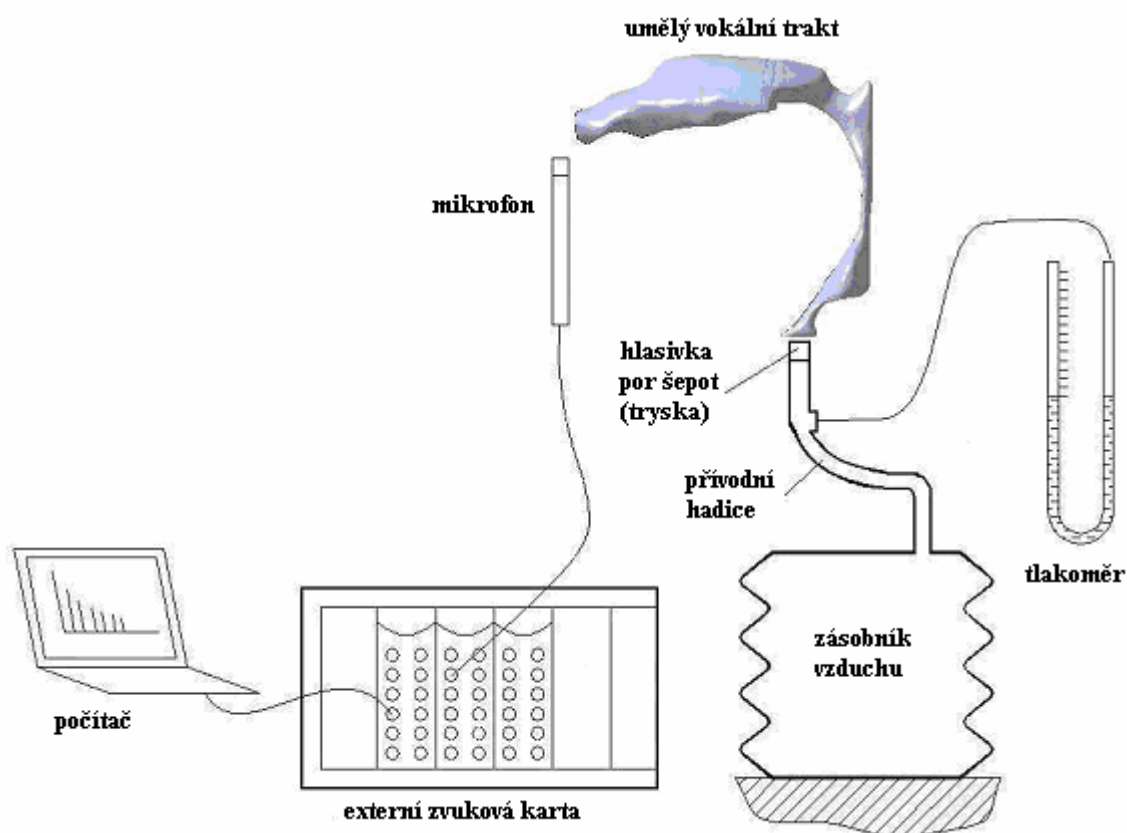
Obr. 10.2. Diskrétní spektra samohlásky „a“ pro různé frekvence zdrojového hlasu

	F1 [Hz]	F2 [Hz]	F3 [Hz]	F4 [Hz]
20 Hz (šepot)	700	960	2160	2900
20 Hz (nahlas)	700	940	2160	2900
100 Hz	700	900	220	2900
180 Hz	720	900	2160	2880
230 Hz	690	920	2070	2990

Tab. 10-I: Formanty odečtené z jednotlivých spekter

## 11. EXPERIMENT

Experiment má sloužit k verifikaci výpočtu, kdy naměřená spektra jsou porovnávána s vypočítanými. Měření byla prováděna na trysce s připojeným vokálním traktem stejné geometrie, jako byla v kap. 9.1. Vokální trakt byl vyroben na Ústavu konstruování v 3D tiskárně SST 1200. Schéma zapojení měřící aparatury je zobrazeno na obr. 11.1.

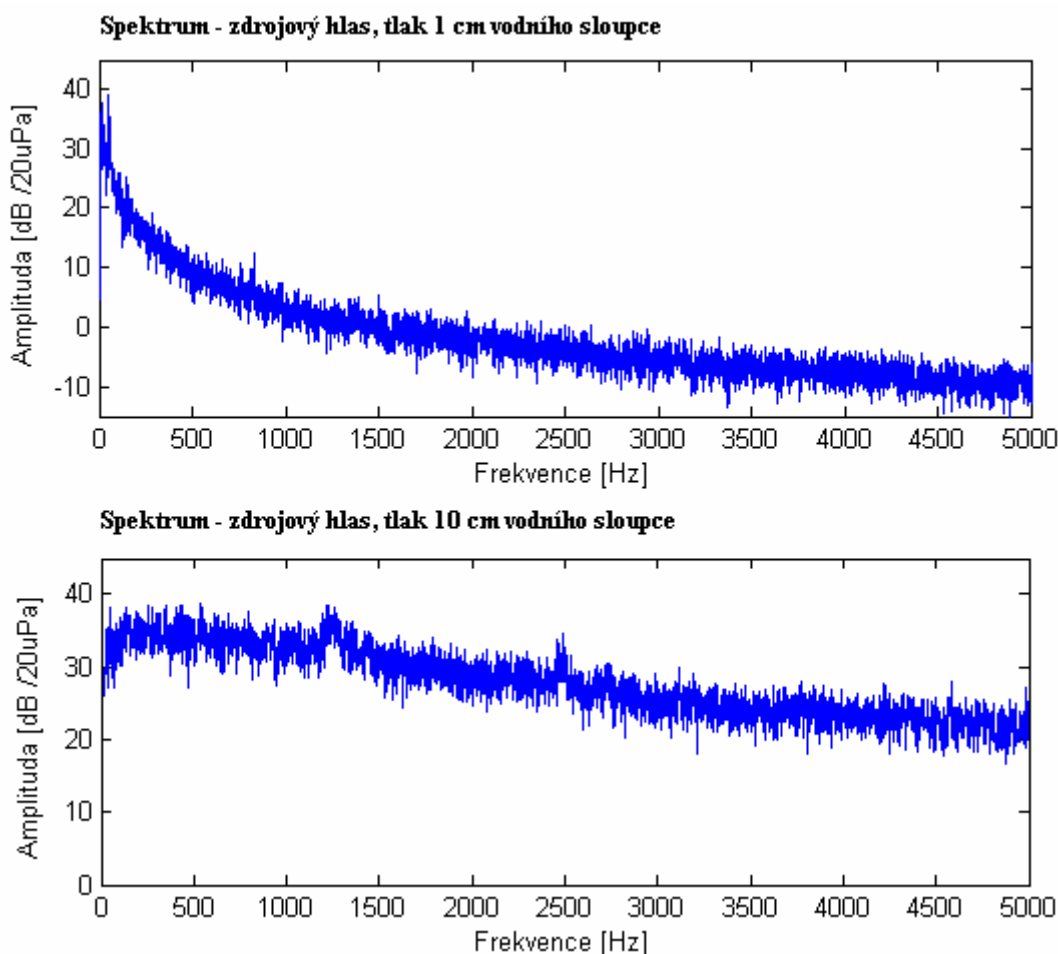


Obr. 11.1. Schéma zapojení měřící aparatury

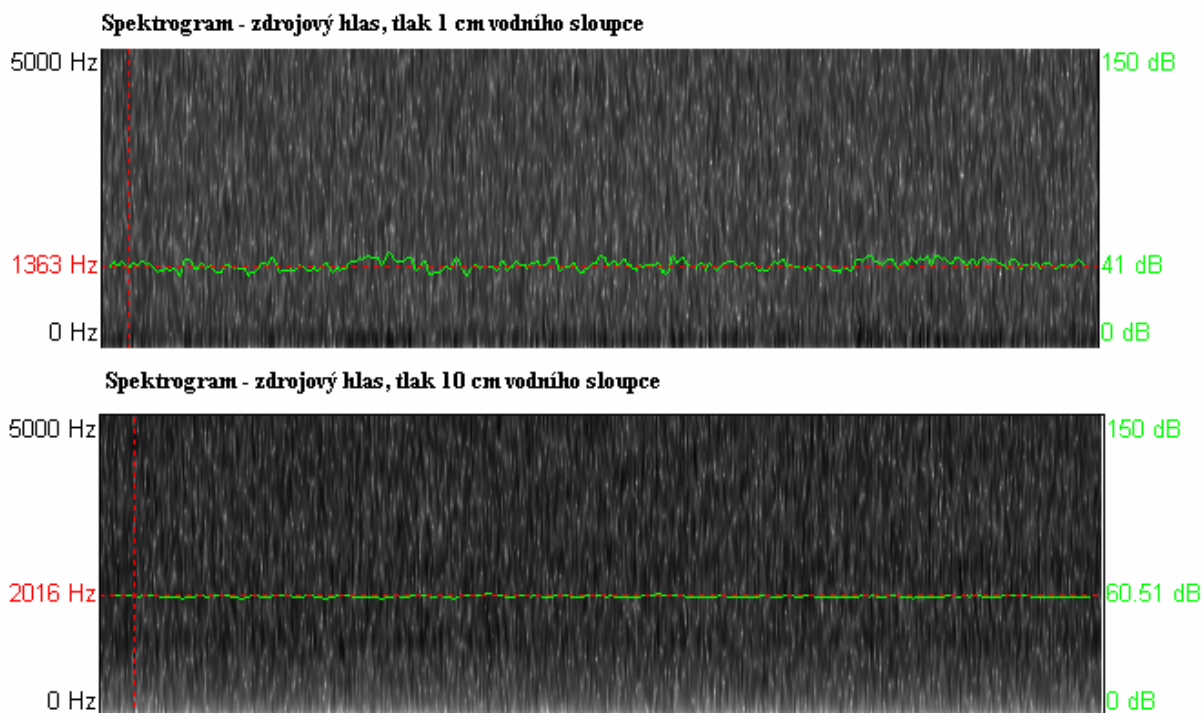
Nahrával se jak zdrojový hlas (tzn. zvuk ze samotné trysky), tak i hlas prošlý vokálním traktem (samohláska „a“). Měření bylo prováděno pro různé hodnoty tlaků vytvářených zásobníkem vzduchu v rozsahu 1 až 10 cm vodního sloupce. Tyto tlaky byly udržovány na konstantní úrovni kontrolované na tlakoměru. Výstupní signál byl přenášen přes měřicí mikrofon do externí zvukové karty připojené k PC. Tento signál byl následně zpracován v programech MATLAB a Praat.

### 11.1. Presentace a analýza výsledků

Zdrojovým hlasem hlasivky pro šepot je šum. Nejde o periodický signál, takže nemá žádnou základní frekvenci. Spektrální energie bílého šumu je rozprostřena rovnoměrně mezi všechny frekvenční složky a jeho spektrem je vodorovná čára. Jak jde vidět na obr. 11.2, šum z trysky jeví spektrální sklon. Ten je různý pro oba vstupní tlaky. V případě malého tlaku je průběh spektra logaritmický, se zvětšujícím se tlakem se mění na lineární.



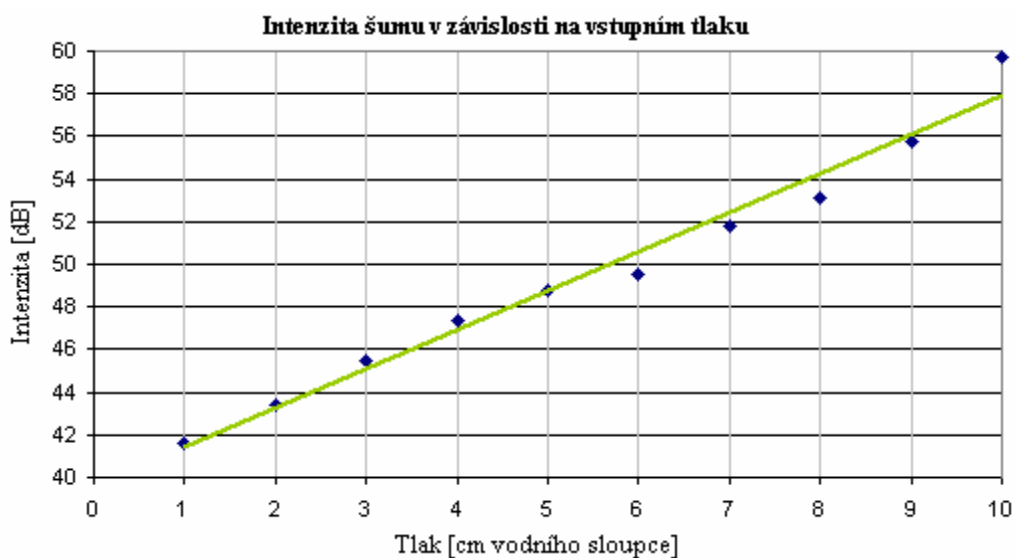
Obr. 11.2. Spektra zdrojových hlasů hlasivky pro šepot pro dva různé tlaky

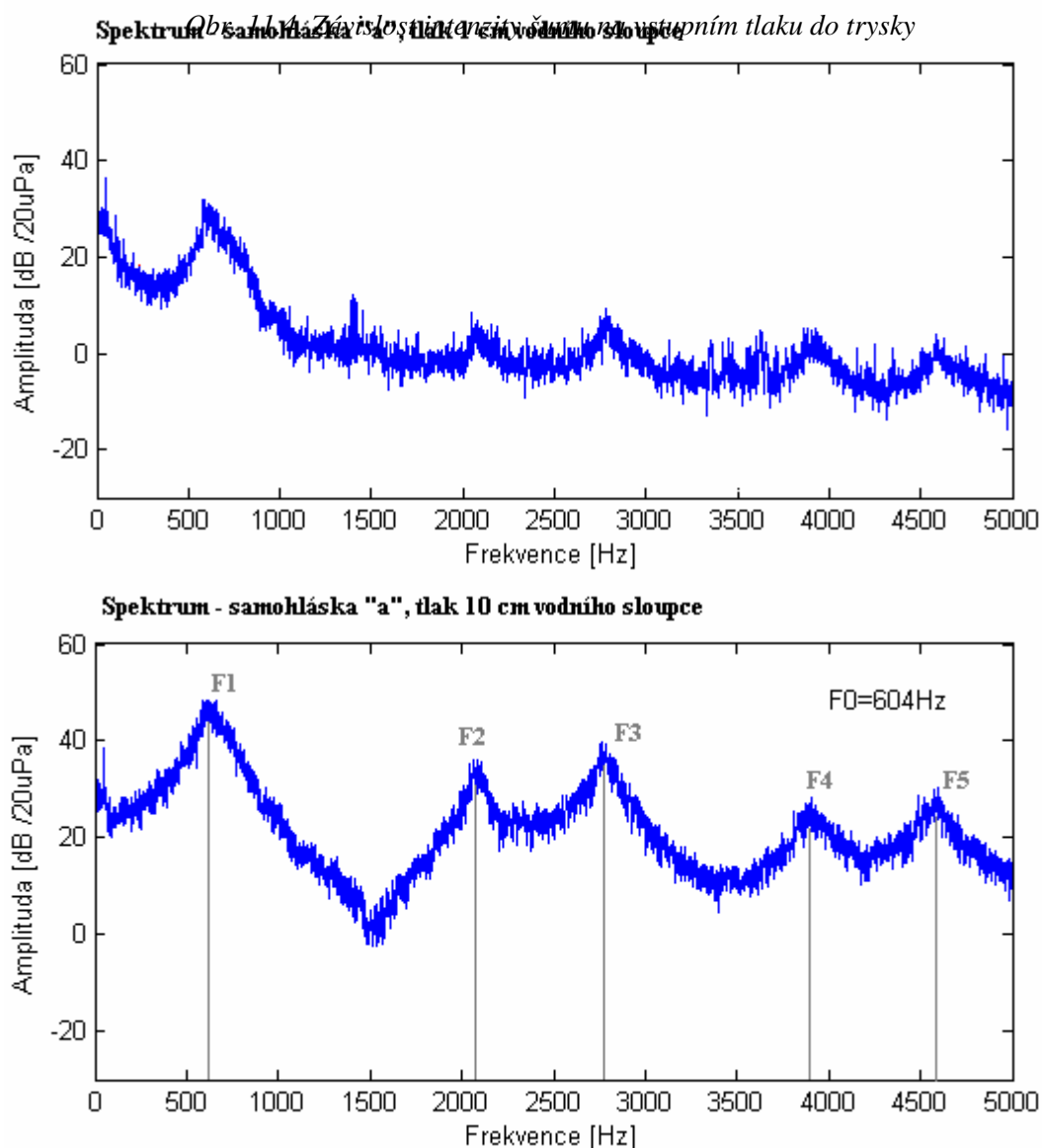


Obr. 11.3. Spektrogramy zdrojových hlasů hlasivky pro šepot pro dva různé tlaky

Rozložení energie ve spektru je hezky vidět na spektrogramech (obr. 11.3.) Na prvním spektrogramu (tlak 1 cm vodního sloupce) jde vidět nahuštění energie k nízkým frekvencím. Zvyšováním vstupního tlaku se tato energie rozprostírá do ostatních frekvenčních složek, a u tlaku 10 cm vodního sloupce už je energie nízkofrekvenčních složek nižší než ostatní.

Významným rozdílem obou šumů je v intenzitě (na obr. 11.3., zelená barva). Byla naměřena závislost intenzity na vstupním tlaku (obr. 11.4.).





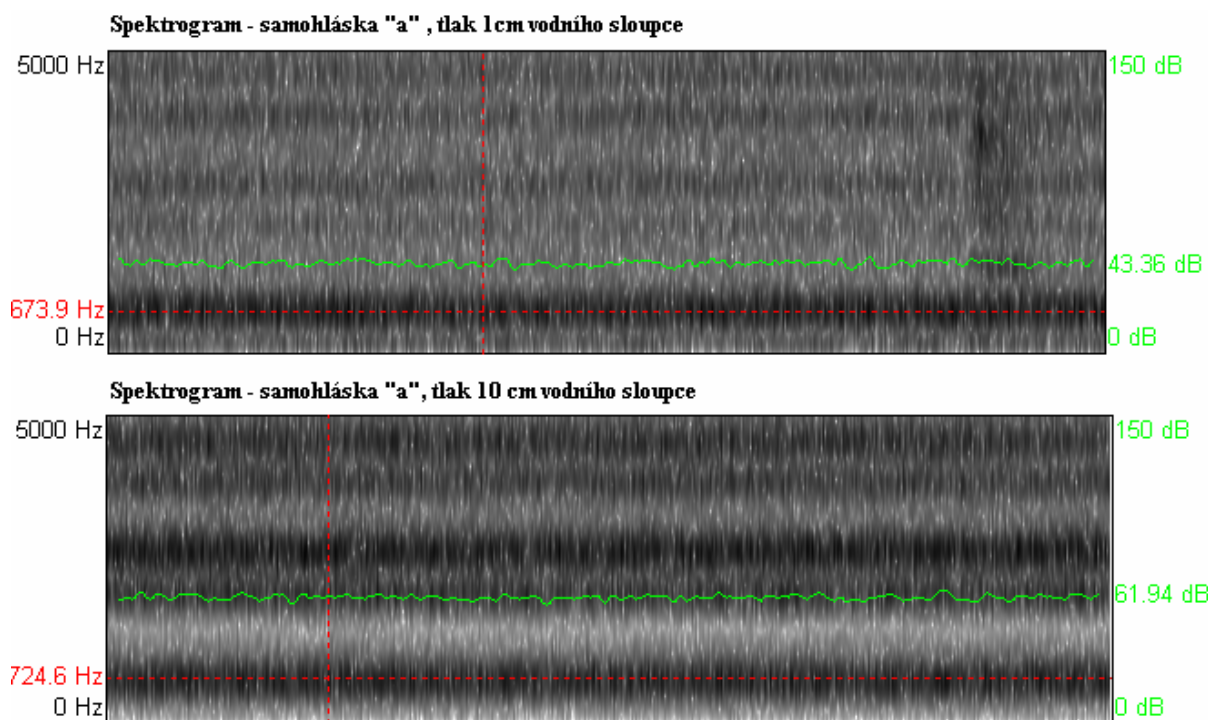
Obr. 11.5. Spektra samohlásky „a“ umělého vokálního traktu generované tryskou

Po připojení umělého vokálního traktu pro samohlásku „a“ byly opět pro vstupní tlaky 1 až 10 cm vodního sloupce měřeny signály, jejichž spektra jsou na obrázku 11.5. Při měření s umělými vokálními trakty se ukázalo, že dochází k splynutí F1 a F2, což se často děje i u zdravého hlasu. Formanty odečtené ze spektra jsou v tab. 11.1.

F1 [Hz]	F2 [Hz]	F3 [Hz]	F4 [Hz]
620	2 075	2 785	3 437

Tab. 11-I. Formanty umělého vokálního traktu.

Na spektrogramech (obr. 11.4) se formanty jeví jako horizontální pruhy, které znamenají akumulaci spektrální energie kolem konkrétní (vlastní) frekvence.



Obr. 11.4.: Spektrogramy samohlásky „a“ umělého vokálního traktu generované tryskou

Na obou typech zobrazení signálu je patrný rozdíl mezi spektrem trysky zatížené 1 nebo 10 cm vody. Při malém tlaku se amplituda druhého a třetího formantu ani zdaleka neblíží zesílení prvního formantu tak, jak je tomu u tlaku vyššího. Při malém tlaku nejsou formantové oblasti tak hezky vykresleny, projevují se více různá nepatříčná zesílení amplitudy, obzvláště při vyšších formantech. Na silnějším zdrojovém hlase se lépe formují resonanční maxima.

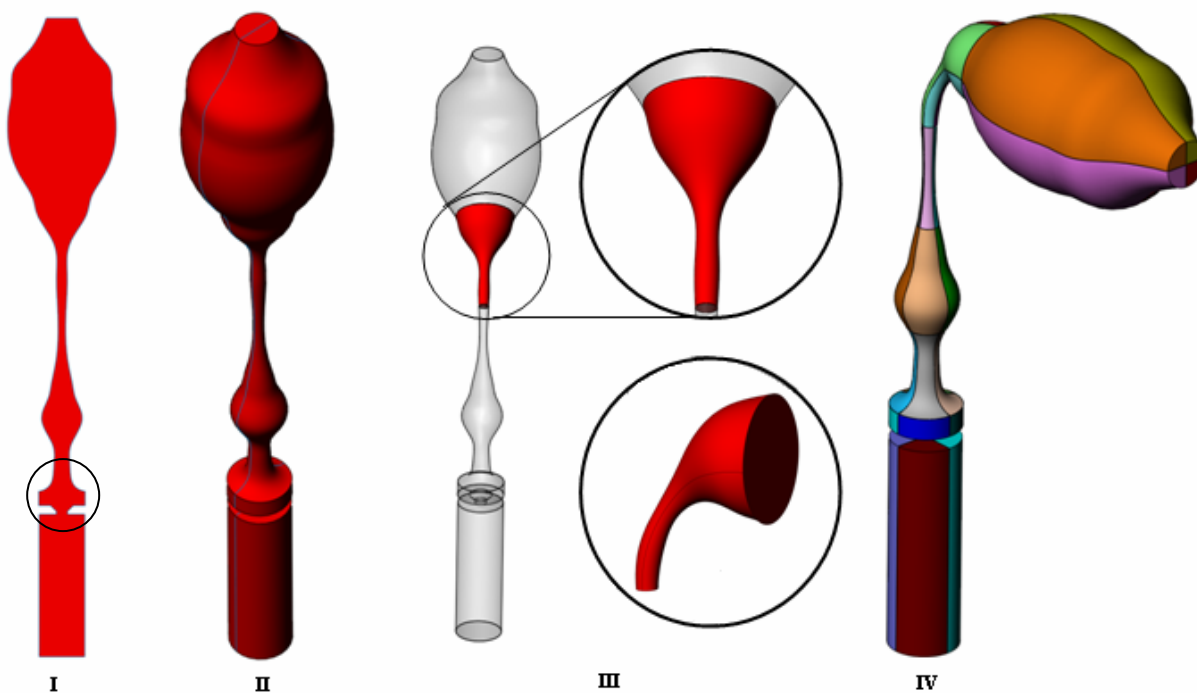
## 12. PŘÍMÁ METODA ŘEŠENÍ PROBLÉMU

Přímá metoda řešení problému CAA byla popsána v kapitole 8.1.1.

Na definovaném výpočtovém modelu soustavy tryska + vokální trakt byla provedena simulace turbulentního proudění. Vypočítané průběžné hodnoty tlaků v určitém místě tvoří zvukový signál (šum), jehož spektrum bylo zjišťováno. Měly by v něm být zesíleny složky odpovídající vlastní frekvenci použitého modelu vokálního traktu.

### 12.1. Model geometrie

Ke tvorbě 3-D modelu vokálního traktu byl použit 2-D model získaný z Ústavu termomechaniky Akademie věd České Republiky, Praha, Ing. J. Horáček, DrSc.. Postup tvorby modelu je na obr. 12.1. Nejprve byl v programu SolidWorks 2007 vytvořen plošný



Obr. 12.1. Tvorba 3-D modelu soustavy tryska + vokální trakt

model trysky s napojeným vokálním traktem (I), pak byl orotován (II) a ve vyznačeném úseku ohnut o 90° (III). Konečný model byl rozdělen podélně na čtvrtiny a příčně v místech náhlé změny průřezu (IV), aby byla jednodušší tvorba sítě v ANSYSu. Vytvořený model byl uložen jako VTa\_rotacni.SAT. Je součástí přílohy. Po načtení do ANSYSu je vhodné sjednotit prvky geometrie příkazem NUMMRG,all.



## 12.2. Model materiálu

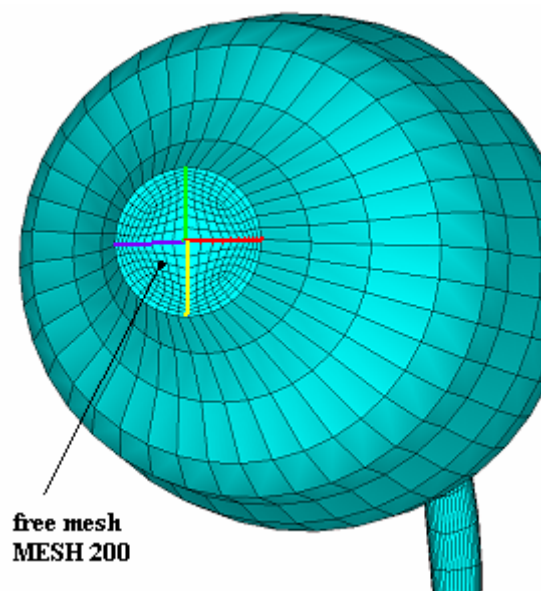
Materiálem zhotoveného model je viskózní vzduch. Vlastnosti vzduchu byly ve FLOTRANU zadány jako AIR SI + povolená změna hustoty. Referenční (atmosférický) tlak činí 101 350 Pa a teplota 20 °C.

## 12.3. Diskretizace modelu

Po načtení souboru .SAT do programu ANSYS byla na modelu vytvořena síť prvků FLUID 142, které se používají pro CFD 3-D výpočet. Podrobně je prvek FLUID 142 popsán v odstavci 9.2.3. Model má 32 880 prvků a 35 509 uzlů.

### 12.3.1. Tvorba sítě

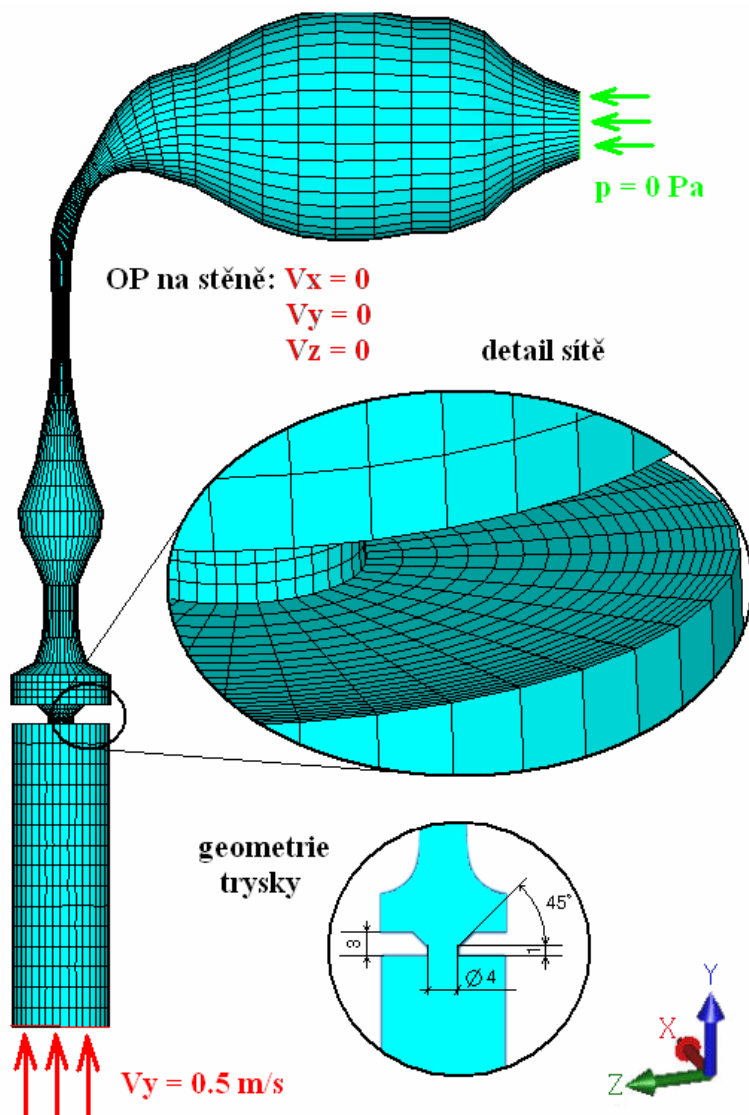
Snahou je vytvořit pravidelnou síť zahuštěnou ke stěnám. Toho bylo docíleno dělením čar (na obr. 12.2. barevně odlišený). Počet prvků na čáru je 10 s poměrem 4 - zahuští se vždy začátek čáry, takže záleží na tom, jak byla čára vytvořena. Pokud by se zahuštil druhý konec, musí se změnit poměr na 0.24 (1/4). Poté se pomocí čtyřhranných prvků MESH 200 vytvořila síť na čelech všech dílčích objemů. Šestistěnným prvkem FLUID 142 a funkcí *sweep* byla vytvořena pravidelná síť se zahuštěním ke stěnám v celém objemu (viz obr. 12.3.).



Obr.12.2. Zadávání počtu prvků na čáru a použití prvků MESH 200

## 12.4. Model vazeb a zatížení

Podstatné vazby soustavy tryska + vokální trakt s okolím představují z hlediska řešeného problému neprostupná stěna obklopující proudící médium otevřená na vstupu a výstupu. Na výstupu dochází k vyrovnání vnitřního tlaku (včetně tlaku akustického) s vnějším atmosférickým tlakem. Modelem této vazby je okrajová podmínka nulových složek rychlostí na stěnách soustavy ( $V_x, V_y, V_z = 0$ ) a okrajová podmínka nulových akustických tlaků ( $p = 0$ ) v místě vyústění vokálního traktu. Na vstupu do soustavy je okrajová podmínka rychlosti ( $V_y = 0.5 \text{ m/s}$ ).



Obr. 12.3. Vytvořená síť s naznačenými okrajovými podmínkami

## 12.5. Nastavení parametrů výpočtu

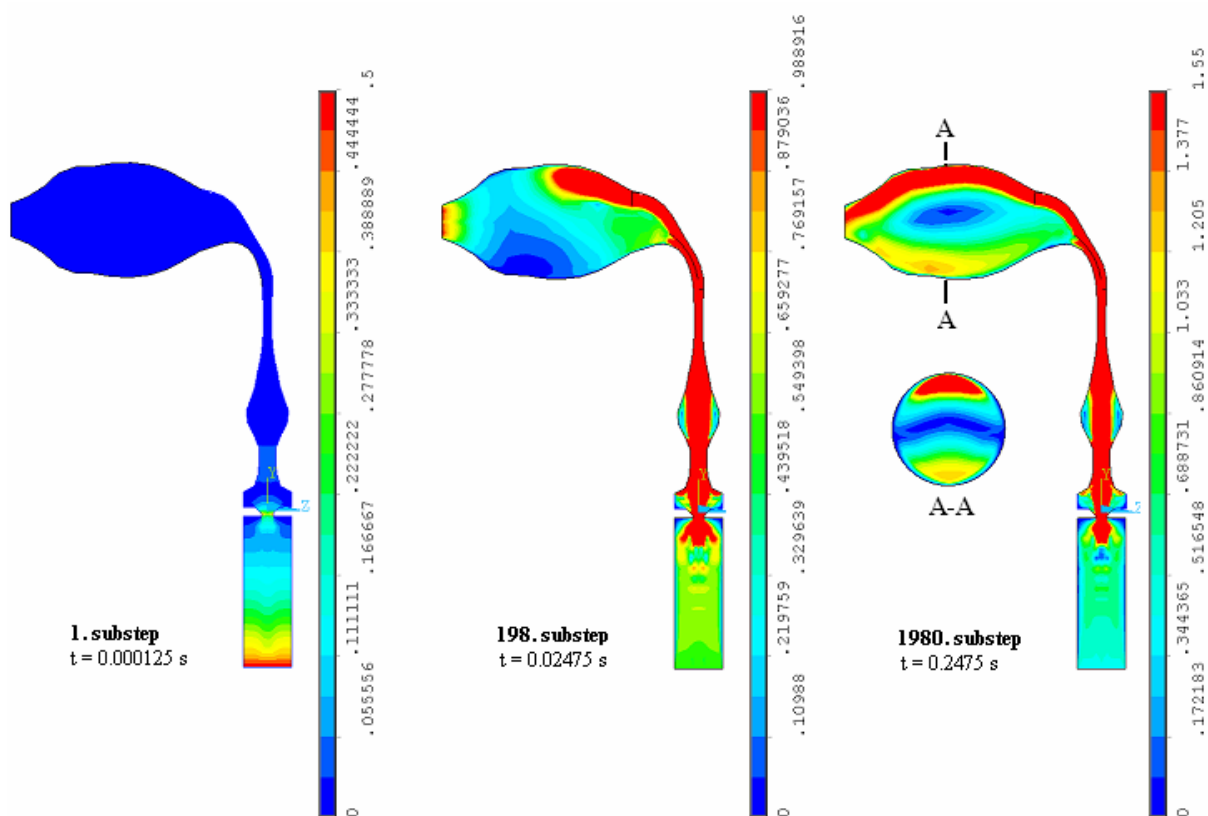
Nastavení parametrů výpočtu včetně časového kroku je stejné, jako je popsáno v odstavci 9.2.4.1. Jen model turbulence byl zvolen jiný, a sice model RNG. Tento model je odvozen z klasického  $k - \varepsilon$  modelu při využití matematického postupu nazvaného metoda renormalizačních grup (RNG). Renormalizační procedura aplikovaná na turbulenci spočívá v postupné eliminaci malých vírů, přitom se přetransformují pohybové rovnice (Navier-Stokesovy rovnice). Obecně RNG model turbulence poskytuje podstatně realističtější výsledky v oblastech, kde je proud silně urychlován nebo zpomalován, nebo kde je geometrie silně zakřivená. [15]

## 12.6. Presentace a analýza výsledků

Výpočet je velmi náročný na čas a paměť počítače. Výpočet 0.2475 s proudění (1980 substepů) trval (na dvou jádrech procesoru 2,5 GHz a 3 GB RAM) přesně pět dní. Jelikož se mi výpočet podařil „rozběhnout“ tak, aby konvergoval, až týden před termínem odevzdání práce, musel být výpočet ukončen předčasně.

Na základě sledovaného vývoje rychlostního pole a rozložení tlaků, který nebyl proti „zdravému rozumu“ a reálných hodnot vypočítaných rychlostí a tlaků lze usuzovat, že u modelu proudění nebyla opomenuta žádná podstatná veličina.

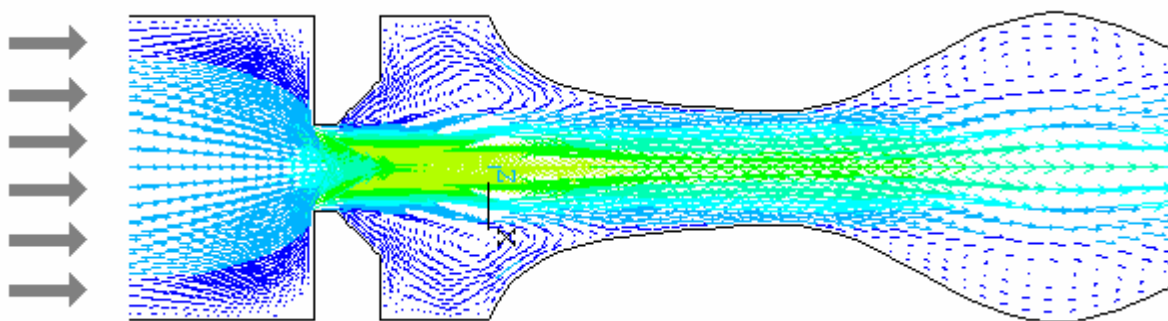
### 12.6.1. Obrázky proudění



Obr. 12.4. Rychlosti vzduchu při výstupu z trysky a proudění skrz vokální trakt

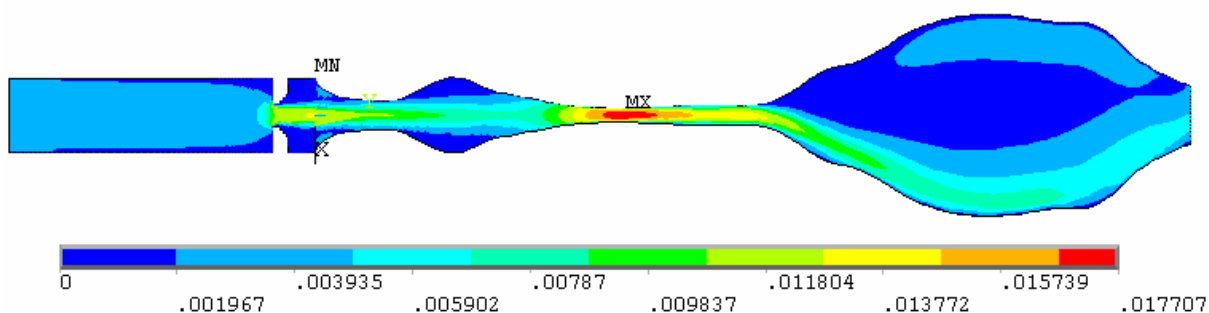
Protože je tlak na vstup přiveden skokově, dojde k rázu, který se postupně ustálí (kolem času 0.05 s). Tento přechodový děj je zaznamenán v průbězích tlaků na obr. 12.7. Proud se na vstupu setká se vzduchem, který je již v kavitě přítomen a narůstá tlak (viz obr. 12.5, – 5. substep). Proud postupuje dál, přičemž v podhlasivkové oblasti je trvale tlakový vzduch. Za výstupem z trysky se tvoří víry (bohužel je pro ilustraci vykreslen

výsledek 2-D modelování, protože se projevila nestabilita systému při zpracování dat v postprocesingu při pokusech o zobrazení vektorů rychlosti ze 3-D výpočtu).



Obr. 12.5. Tvorba vírů v oblasti za tryskou (výsledek 2-D výpočtu)

Při průtoku vzduchu vokálním traktem došlo k překvapivému jevu: nejužší místo vokálního traktu je tak úzké, že plnilo funkci jakési druhé trysky (ilustrováno na obr. 12.6. hodnotou Machova čísla – opět výsledek 2-D výpočtu, protože pro 3-D výpočet nebylo Machovo číslo počítáno.)

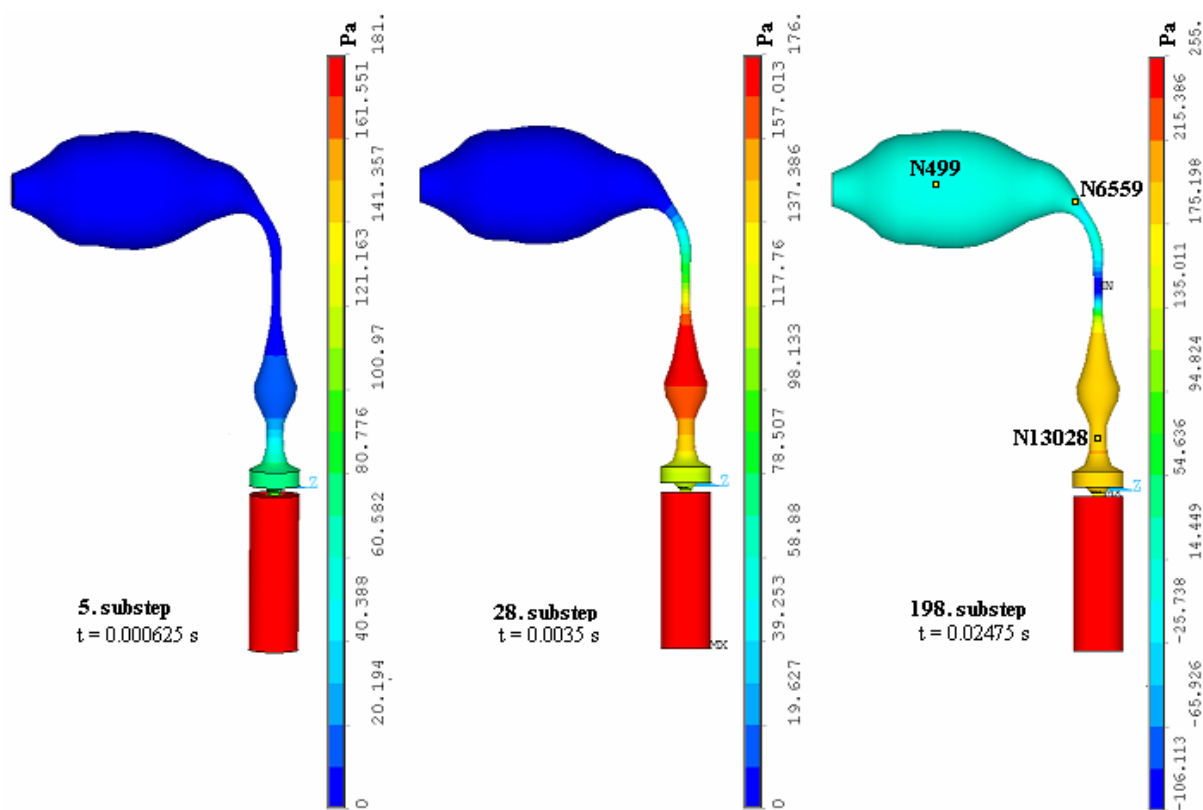


Obr. 12.6. Ilustrace jevu, kdy nejužší místo vokálního traktu urychluje vzduch víc než tryska (výsledek 2-D výpočtu)

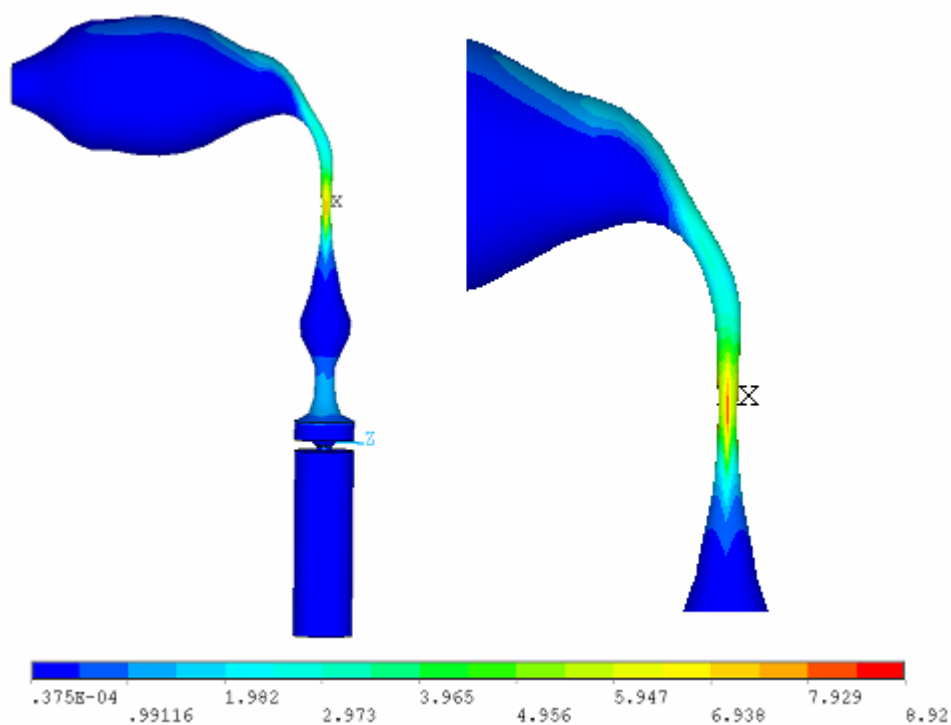
Stejně jako u první trysky, i před zúžením vokálního traktu dochází k tlakování vzduchu, dokud to místo „dovolí“ (viz obr. 12.7. – 28. substep). Po „profouknutí“ i tohoto druhého místa se rozložení tlaků ustálí (od času cca 0.03 s).

V oblasti dutiny ústní dojde k celkem rozsáhlé turbulenci (viz obr. 12.4. vpravo). Vznikne tak, že proud urychleného vzduchu kopíruje horní patro, horní řezáky jej svedou směrem dolů, proud naráží na hranu (dolní ret), rozděluje se a část proudu (větší) opouští vokální trakt a druhá část se vrací spodem zpět.

Ke vzniku největší turbulentní kinetické energie dochází právě v místě největšího zúžení vokálního traktu (viz obr. 12.8).



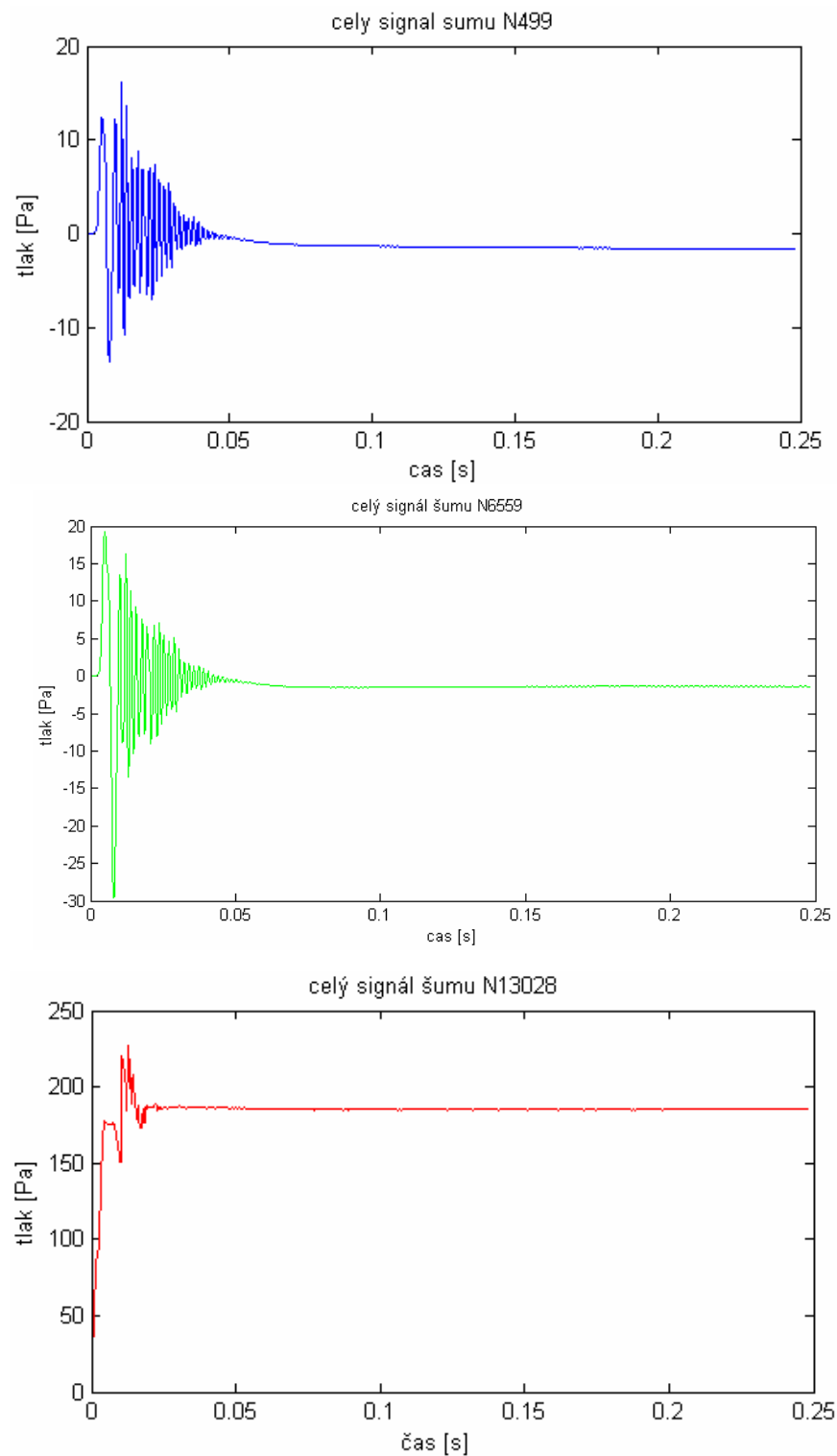
Obr. 12.7. Rozložení tlaku v trysce a vokálním traktu v průběhu výpočtu



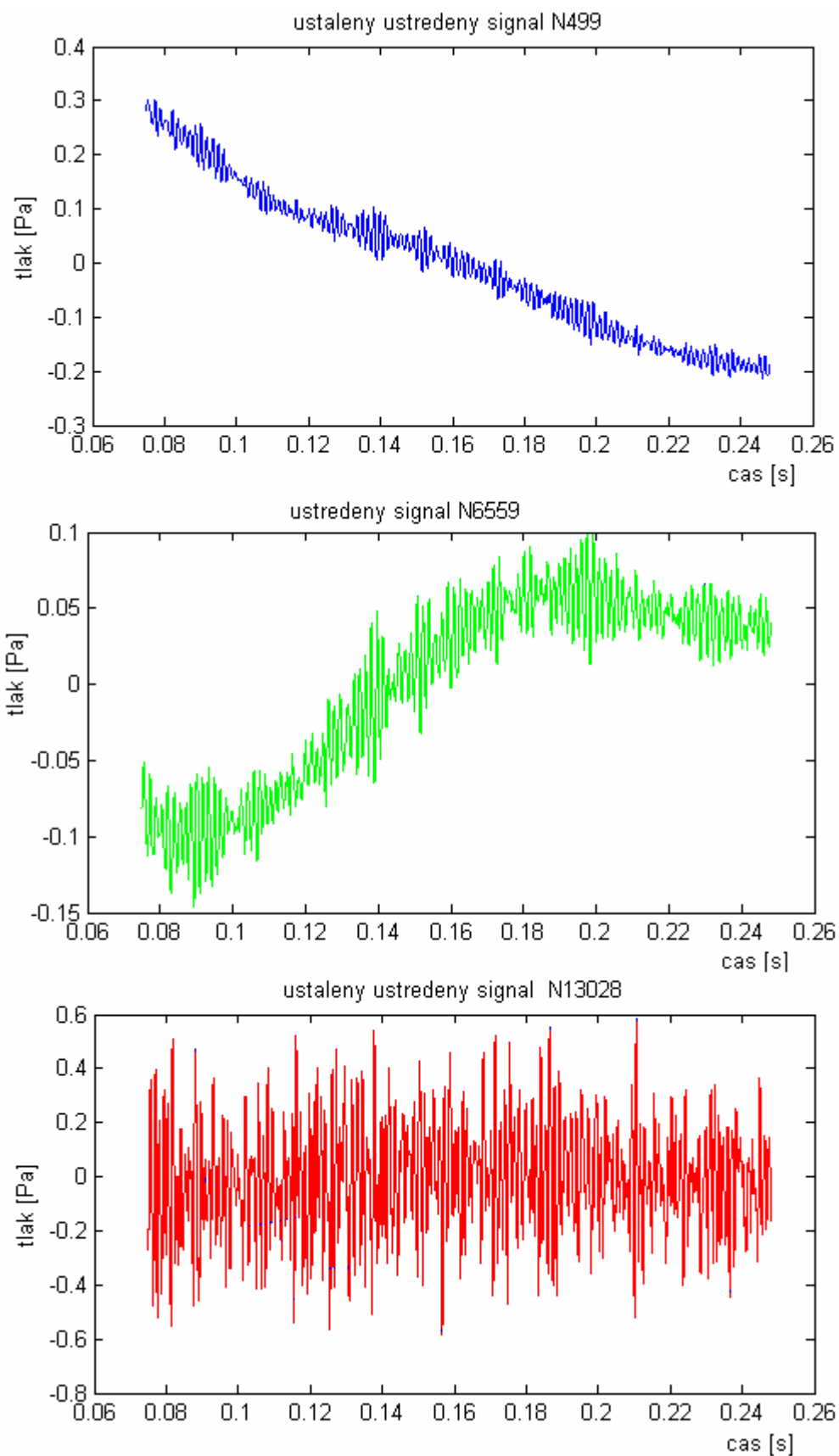
Obr. 12.8. Vykreslení maxima turbulentní kinetické energie

### 12.6.2. Výsledné signály a jejich spektra

Pro zpracování signálu byly vybrány tři uzly (vyznačeny na obr. 12.7). Průběhy tlaků v těchto uzlech jsou na obr. 12.9.



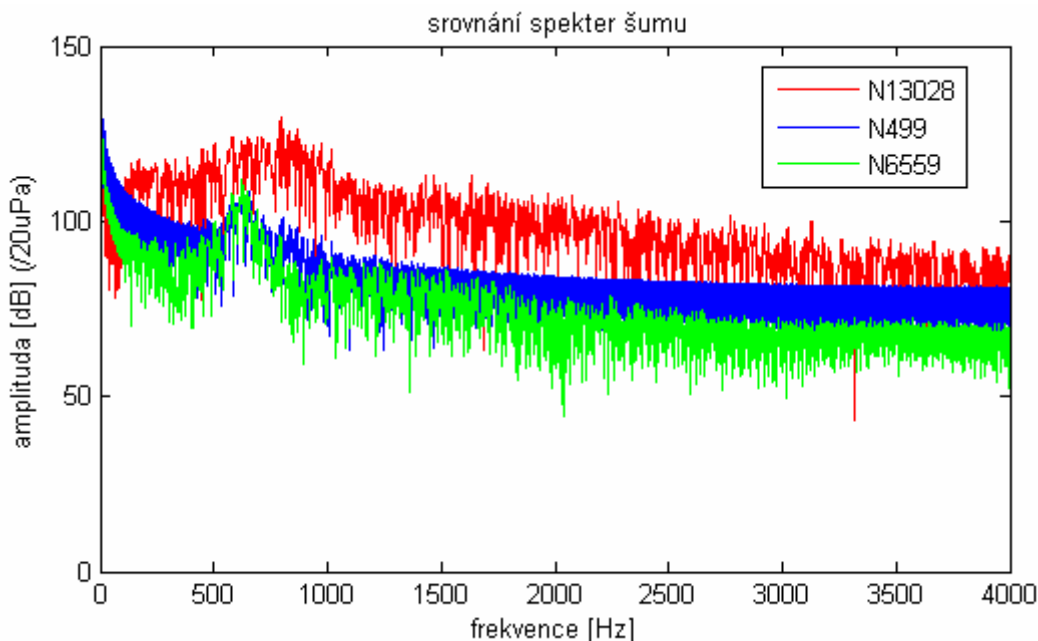
Obr. 12.9. Průběhy tlaků – signály v jednotlivých uzlech



Obr. 12.10. Ustálené a vystředěné signály v jednotlivých uzlech

Nejvíce se od sebe liší průběhy signálu nad (zelená a modrá) a pod (červená) nejužším místem vokálního traktu, což jde vidět na obr. 12.9. i 12.10. Spektra odpovídající těmto signálům jsou pro všechny uzly srovnána v obr. 12.11.

Spektra uzlů nad zúženým místem (uzly N499 a N6559) jsou si velmi podobná – mají stejný spektrální sklon i formantovou oblast s rezonančním maximem. Je zvýrazněn první formant samohlásky „a“ ( $F_1 = 620$  Hz). První formant odpovídá prvnímu tvaru kmitu.



Obr. 12.11. Srovnání spekter signálů v jednotlivých sledovaných uzlech

Průběh signálu i tvar spektra pro uzel N13028 (červená), který leží mezi tryskou a zúženým místem se liší především tím, že neobsahuje střední složku. Také výchylky tlaku jsou větší, čemuž odpovídá vyšší poloha spektra v logaritmických souřadnicích. I v tomto uzlu došlo ke zvýraznění frekvenčních složek v oblasti výskytu prvního formantu samohlásky „a“. Frekvenční maximum leží na 790 Hz.



## ZÁVĚR

Cílem práce bylo:

1. shrnout možnosti rehabilitace hlasu u pacientů po totální laryngektomii
2. provést akustickou analýzu dostupných náhradních zdrojových hlasů
3. zhotovit výpočtový model pro simulaci vzniku šumu generovaného tryskou
4. vyhodnotit jak samotný zdrojový hlas, tak i spektrum výsledné samohlásky použitého modelu vokálního traktu (pro samohlásku A)

Cíle práce byly splněny na rozlišovací úrovni dané časovými a softwarovými možnostmi a rovněž oborovými znalostmi. Byly popsány jednotlivé možnosti náhradních zdrojových hlasů včetně umělých hlasivek vyvíjených na FSI VUT Brno. Byla provedena akustická analýza náhradních zdrojových hlasů pacienta a zdrojových hlasů umělých hlasivek. Při analýze bylo využito objektivních parametrů kvality hlasu, které jsou součástí foniatrické metody MDVP, poslechu a tvaru spektra. Výsledky byly srovnávány se zdravým hlasem.

Kvalitativní parametry pro objektivní posuzování kvality hlasu se ukázaly jako dobří pomocníci při posuzování lidského hlasu, nikoliv však uměle generovaného. Nezahrnují totiž žádný parametr, který by popisoval „příliš kvalitní“ hlas, který zní nepřírozeně, roboticky, uměle (elektrolaryng, hlasivka K). Stálo by za úvahu, jestli by nebylo pro analýzu náhradních zdrojových hlasů vhodné zavést oboustranné omezení parametrů kvality.

Provádění akustické analýzy jícnového hlasu (a rovněž i tracheo-ezofageálního hlasu) je mnohem složitější než u normálního hlasu. Důvodem je nepravidelnost jícnového hlasu. Tyto nepravidelnosti jsou někdy tak výrazné, že způsobují nemožnost výpočtu základní frekvence (pitch extraction). Proto je vždy důležité výsledek pitch extraction vizuálně kontrolovat. Tento problém je popsán i v [9].

Co se týče analýzy zdrojových hlasů projevila se jako velmi praktická a podnětná možnost uložení vypočítaného signálu zpracovávaného v Matlabu do formátu .wav a jeho načtení do programu Praat, kde se lépe analyzuje, a naopak nahraný hlas načíst do Matlabu, kde se můžou porovnávat spektra nahrávek se spočítanými signály.

Problém simulace vzniku šumu při výtoku z trysky a jeho formování vokálním traktem byl vyřešen dvěma způsoby: (v obou případech byla k výpočtu použita MKP)

nepřímo – spektrum signálu generovaného tryskou získané pomocí výpočtu turbulentního proudění ve Flotranu (CFD) sloužilo jako vstup do akustického výpočtu propagace zvuku v modelu vokálního traktu. Výsledkem bylo spektrum zdrojového hlasu, které tvarem odpovídalo spektru naměřenému a dále spektrum se zvýrazněnými formanty samohlásky „a“, které odpovídaly formantům daným modálními vlastnostmi použitého vokálního traktu.

přímo – řešilo se pouze turbulentní proudění celé soustavy tryska + vokální trakt. Výsledkem je spektrum šumu se zvýrazněnou frekvenční složkou odpovídající prvnímu formantu samohlásky „a“.

Při testovacím výpočtu turbulentního proudění ve 2-D se po ustálení přechodového děje po zavedení proudu (přibližně po 0.7 s) neprojevovaly žádné změny tlaku, takže nebylo možno použít 2-D model pro simulaci šumu.

Pro výpočet turbulentního proudění byl použit statistický model turbulence. Pro případné další vylepšení výpočtového modelu by bylo vhodné zabývat se hlouběji problematikou modelování proudění v blízkosti stěny.

**SEZNAM ZKRATEK**

TE	tracheo-ezofageální
HPE	hlas produkující element
MDVP	multi-dimensional voice programm
MKP	metoda konečných prvků
MHP	metoda hraničnicch prvků
MKO	metoda konečných objemů
CAA	computational aeroacoustics
CFD	computational fluid-dynamics (počítačová mechanika tekutin)
RANS	Reynolds Averaged Navier-Stokes (metoda Reynoldsova středování N.-S. rovnic)
URANS	Unsteady Reynolds Averaged Navier-Stokes
DNS	Direct numerical simulation (metoda přímé numerické simulace)
LES	Large Eddy Simulation (metoda velkých vírů)
SNGR	Stochastic Noise Generation and Radiation

## POUŽITÉ ZDROJE

- [1] *Mišun, V.:* Tajemství lidského hlasu. Vydavatelství VUTIUM Brno, 2009
- [2] *Mišun, V.:* Vibrace a hluk. CERM Brno, 2005, ISBN 80-214-3060-5
- [3] *Titze, I.R.:* The myoelastic theory of phonation, Denver USA, 2006
- [4] *Mišun, V.:* Charakteristiky umělých hlasivek, Sborník Interakce a zpětné vazby, Praha 2004
- [5] *Švec, J.:* Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlasu (Disertační práce). Olomouc: Univerzita Palackého, Přírodovědecká fakulta, Katedra experimentální fyziky, 1996
- [6] *Gál, B.:* Chirurgické postupy při léčbě nádoru hlavy a krku; Klinika ORL a chirurgie hlavy a krku, FN U sv. Anny, Brno. Dostupné na:  
[http://www.linkos.cz/odbornici/vzdelavani/\\_OnkoPece/4\\_07/03.pdf](http://www.linkos.cz/odbornici/vzdelavani/_OnkoPece/4_07/03.pdf)
- [7] *Pešta J., Kasl Z., Vohlídková M., Nový P., Vávra F.:* Pooperační objektivní posouzení hlasu. Dostupné na: <http://www.kiv.zcu.cz/~novyp/publ/foniatr04.pdf>
- [8] *Zhuang, M., Richter, Ch.:* Computational aeroacoustics and it's applications. Skriptum TU Berlin
- [9] Život po totální Laryngektomii, Atos Medical, dostupné na:  
[http://www.atosmedical.com/upload/larycare\\_7962cz\\_200208\\_001.pdf](http://www.atosmedical.com/upload/larycare_7962cz_200208_001.pdf)
- [10] Zvuk, dostupné na: [http://fu.ff.cuni.cz/vyuka/akustika/1\\_zvuk.pdf](http://fu.ff.cuni.cz/vyuka/akustika/1_zvuk.pdf)
- [11] Speech analysis tutorial, dostupné na:  
<http://www.ling.lu.se/research/speechtutorial/tutorial.html>
- [12] Laryngectomy rehabilitation, dostupné na:  
<http://www.hoofdhalskanker.info/ProvoxWeb/index.htm>
- [13] [www.wikipedia.org](http://www.wikipedia.org)
- [14] Praat Manual
- [15] Ansys Manual